Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes
der Universität Tübingen

Wertigkeit der Emissionscomputertomographie im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren in der Leber-Milz-Diagnostik

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
WOLFGANG LUDGER VOGT
aus Sigmaringen

1986

Aus der Abteilung für Nuklearmedizin
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. U. Feine
des Medizinischen Strahleninstitutes
der Universität Tübingen

Wertigkeit der Emissionscomputertomographie im Vergleich zu anderen bildgebenden Verfahren in der Leber-Milz-Diagnostik

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades
der Medizin

der Medizinischen Fakultät
(Klinische Medizin)
der Eberhard-Karls-Universität
Tübingen

vorgelegt von
WOLFGANG LUDGER VOGT
aus Sigmaringen

1986

Dekan: Professor Dr. J. Dichgans
1. Berichterstatter: Professor Dr. U. Feine
2. Berichterstatter: Privatdozent Dr. J. Pirschel

Druck: Zeeb-Druck, Tübingen 7 (Hagelloch)

INHALTSVERZEICHNIS

1.	Einleitung	1
2.	Phantomuntersuchungen	7
2.1.	Material und Methoden	7
2.1.1.	Der Emissionscomputertomograph	7
2.1.2.	Rekonstruktionsverfahren	1o
2.1.3.	Verwndete radioaktive Substanz	17
2.1.4.	Phantome	18
2.1.5.	Methoden	19
2.1.5.1.	Räumliche Auflösung;Vergleich ECT-Szintigramm	19
2.1.5.2.	Darstellung kalter Knoten im Szintigramm und im ECT-Bild	24
2.1.5.3.	Homogenität des ECT-Bildes	26
2.1.5.4.	Leber-Milz-Phantom	29
2.2.	Ergebnisse	3o
2.2.1.	Räumliche Auflösung;Vergleich ECT-Szintigramm	3o
2.2.2.	Darstellung kalter Knoten im Szintigramm und im ECT-Bild	36
2.2.3.	Homogenität des ECT-Bildes	38
2.2.4.	Leber-Milz-Phantom	42
2.3.	Diskussion	46
3.	Klinische Untersuchungen	61
3.1.	Material und Methoden	61
3.1.1.	Patientendaten	61
3.1.2.	Durchgeführte technische Untersuchungen	65
3.1.3.	Befundauswertung	69

3.1.4.	Diagnosesicherung	7o
3.1.5.	Vergleichsparameter	81
3.1.6.	Vergleichsgruppen	82
3.2.	Ergebnisse	83
3.2.1.	Vergleich: ECT-Szintigraphie	83
3.2.2.	Vergleich: ECT-Szintigraphie-Sonographie	96
3.2.3.	Vergleich: ECT-Szintigraphie-TCT	1o2
3.2.4.	Vergleich: ECT-Szintigraphie-Sonographie-TCT	1o7
3.3.	Diskussion	11o
3.3.1.	Methodenkritik	11o
3.3.2.	Vergleich mit Ergebnissen anderer Autoren	111
3.3.2.1.	Vergleich: ECT-Szintigraphie	111
3.3.2.2.	Vergleich: ECT-Sonographie	114
3.3.2.3.	Vergleich: ECT-TCT	116
3.3.3.	Probleme bei der Beurteilung von konventionellen Szintigrammen und ECT-Bildern	118
3.3.4.	Probleme bei der Beurteilung von TCT und Sonographie	123
3.3.5.	Indikationen für die Emissionscomputertomographie	125
3.3.5.1.	Unklare intrahepatische Raumforderung-Metastasen	125
3.3.5.2.	Milzdarstellung	127
3.3.6.	Wertigkeit der vier Untersuchungsmethoden	128
3.3.7.	ECT als nuklearmedizinische Routineuntersuchung	129
4.	Zusammenfassung	131
5.	Literaturverzeichnis	133

1.Einleitung

Die Single-Photon-Emissionscomputertomographie ist ein noch junges Verfahren in der nuklearmedizinischen Diagnostik.Sie stellt eine Weiterentwicklung der konventionellen Szintigraphie dar,bei der dreidimensionale Aktivitätsverteilungen als Projektion in zweidimensionalen Abbildungen wiedergegeben werden.Dabei überlagern sich in einem Szintigramm die Verteilungsmuster mehrerer Körperschichten,was zu einer verminderten Detailerkennbarkeit führt.Zusätzlich entsteht durch die Schwächung der Gammaquanten im Körpergewebe ein Informationsverlust aus tiefen Organschichten.

Da die Schwächung der Gammaquanten umgekehrt proportional zu ihrer Energie ist,macht sich dieser Informationsverlust bei niederenergetischen Radionukliden besonders stark bemerkbar.Wie aus der Abbildung 1 ersichtlich kommen am Beispiel des Technetiums aus einer Gewebstiefe von 15 cm nur noch 1o% der emittierten Gammaquanten ohne Energieverlust zur Detektion,was zur Folge hat,daß tiefliegende Strukturen nicht oder nur schlecht zur Darstellung kommen.

Ziel der Entwicklung war es nun,eine überlagerungsfreie Darstellung einzelner Körperschichten zu erreichen und weiterhin durch eine Schwächungskorrektur auch tiefliegende Schichten besser darzustellen.Ein Schritt in diese Richtung war die Einführung der longitudinalen Szintigraphie,auch Brennebenenszintigraphie genannt(u.a.ANGER 1967,CASSEN 1968),die mit Scanner oder Gammakamera mit fokussierenden Kollimatoren durchgeführt wird.Diese fokussierenden Kollimatoren besitzen in einem bestimmten Abstand von der Kollimatoröffnung(Brennebene) ein sehr

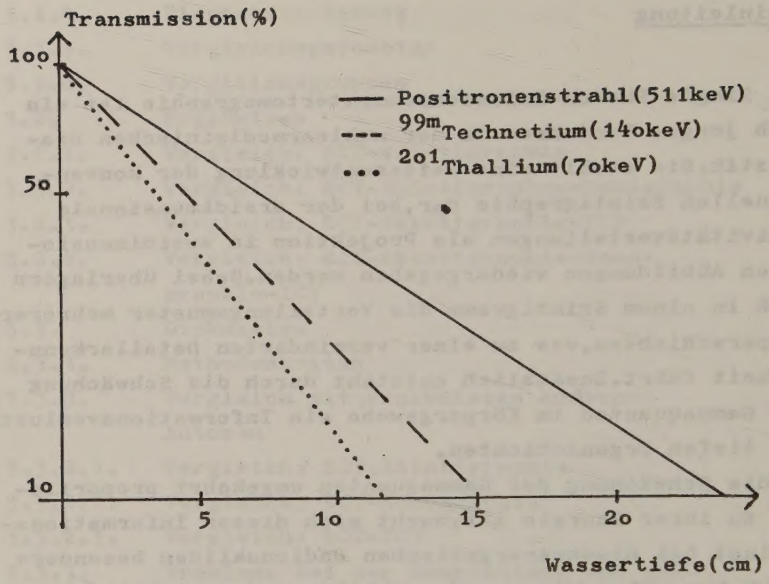

Abb.1:Schwächungskurven für Gammastrahlung in Wasser (nach SCHEUERLEIN,1982)

gutes Auflösungsvermögen,während oberhalb und unterhalb der Brennebene das Auflösungsvermögen bedeutend schlechter ist,wodurch ein Schichtungseffekt erzeugt wird.Die in der Brennebene gelegene Körperschicht wird scharf, darüber und darunter gelegene Schichten werden unscharf abgebildet.

Durch die,wenn auch unscharfe Überlagerung der anderen Schichten ist bei dieser Technik die Bildqualität begrenzt.Zudem ist hier das Problem der Schwächung nicht gelöst.

Die Emissionscomputertomographie(ECT oder SPECT) stellt nun ein Verfahren zur überlagerungsfreien Wiedergabe einzelner Körperschichten dar.Hierbei werden aus vorher registrierten und im Rechner gespeicherten seitlichen Projektionen(Szintigramme)die Aktivitätsverteilungen in transversalen Schichten durch den rechner rekonstruiert. Für dieses Verfahren wird ein an einen Rechner gekoppeltes Detektorsystem benötigt.Darüberhinaus läßt sich durch den Rechner eine Schwächungskorrektur durchführen. Über die Rekonstruktions- und Schwächungskorrekturprogramme wird weiter unten berichtet.
Die mathematischen Grundlagen für die heutige Computertomographie wurden bereits 1917 von dem österreichischen Mathematiker RADON mit seiner Untersuchung"Über die Bestimmung von Funktionen durch die Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten" geschaffen.Radon erbrachte den Beweis,daß es mathematisch möglich ist,einen dreidimensionalen Körper durch eine infinite Anzahl seiner Projektionen zu rekonstruieren.
Doch erst OLDENDORF gelang es mit einem Gammastrahler (^{131}J)1961 zu zeigen,daß eine derartige Bildrekonstruktion mit Hilfe energiereicher elektromagnetischer Wellen möglich erschien.Oldendorf entwickelte dieses Verfahren aber nicht so weit,daß es von praktischer Bedeutung gewesen wäre.
Das erste Gerät zur transversalen Szintigraphie wurde dann 1963 von KUHL und EDWARDS entwickelt.Sie setzten einen mit fokussierendem Kollimator versehenen Scanner ein.Die Bildrekonstruktion erfolgte mittels einfacher Überlagerung seitlicher Projektionen.Auf diese Weise entstanden noch sehr verschwommene Bilder,und es war nur möglich,einfache Strukturen darzustellen.Auch die von Kuhl in den folgenden Jahren weiterentwickelten Geräte arbeiteten mit der einfachen Rückprojektion.

Erst die Entwicklung in der elektronischen Technologie ermöglichte die Einsetzung schneller elektronischer Rechner und damit die Verwendung genauerer mathematischer Rekonstruktionsverfahren.So konnte HOUNSFIELD 1973 den ersten Röntgencomputertomographen(EMI-ScannerI) vorstellen.

Noch im gleichen Jahr wurde auch der erste mit einem datenverarbeitenden System verbundene Scanner,mit dem sowohl die longitudinale Szintigraphie als auch die transversale Tomographie möglich war,von BOWLEY eingesetzt(Aberdeen Section Scanner).Dieses Gerät arbeitete mit zwei Szintillationsdetektoren,deren Signale auf Lochstreifen zwischengespeichert und in einem Computer weiterverarbeitet wurden.

Dieser ECT-Scanner wurde in den folgenden Jahren u.a. von KEYES u.MILWARD,KUHL und GENNA weiterentwickelt und modifiziert.Während KEYES u.MILWARD sich dabei insbesondere mit den mathematischen Rekonstruktionsverfahren beschäftigten,veränderten KUHL bzw.GENNA den Tomographen, um höhere Informationsdichten zu erhalten.Kuhl verwandte in seiner 1977 vorgestellten Version des Mark IV-Scanners 4 Meßköpfe mit jeweils 8 Einzeldetektoren,während Genna ebenfalls 1977 ein bogenförmig angeordnetes Detektorsystem mit radial ausgerichteten Kollimatoröffnungen entwickelte.

Das erste mit Gammakamera arbeitende System wurde bereits 1967 von ANGER vorgestellt.Die Kamera war mit einem nur in einer Ebene fokussierendem Kollimator versehen,so daß nur Impulse einer 2-3 cm dicken Schicht registriert wurden.Die Bildrekonstruktion erfolgte lediglich nach dem Prinzip der einfachen Rückprojektion.

Durch Anschluß der Gammakamera an ein datenverarbeitendes System konnten MUEHLLEHNER u.WETZEL(1971)Aktivitäts-

verteilungen quantifizieren und qualitativ bessere Bilder rekonstruieren.
Doch das bis dahin noch nicht gelöste Problem der Emissionscomputertomographie ist die Gewebeabsorption der Gammastrahlen.Während bei der Transmissionscomputertomographie Röntgenstrahlen konstanter Intensität durch die gesamte Körperschicht hindurchgehen,und die gemessenen Intensitätsprofile abhängig sind von der Schwächung innerhalb dieser Schicht,sind bei der Emissionscomputertomographie weder Emissionsort noch Strahlenintensität bekannt.
Dies führte dazu,daß die Entwicklung zunächst in Richtung Positronenemissionscomputertomographie ging(TERPOGOSSIAN,1975,CHO,1977,MUEHLLEHNER,1977),da die Verwendung von Positronenstrahlern zwei wesentliche Vorteile aufweist.Gemessen wird die beim Positronenzerfall freiwerdende Vernichtungsstrahlung von 511 keV.Bei dieser Quantenenergie spielt die Gewebeabsorption eine geringere Rolle(HWD in Wasser für 511 keV:7 cm; ^{99m}Tc:4,5 cm).
Gleichzeitig wird die in zwei entgegengesetzte Richtungen freigesetzte Vernichtungsstrahlung von zwei gegenüberliegenden Detektoren in Koinzidenz gemessen.Damit ist die Gesamtabsorption nicht mehr vom Emissionsort sondern nur noch vom Körperquerschnitt abhängig.
Der klinische Einsatz dieses Verfahrens muß aber begrenzt bleiben,da die Erzeugung von Positronenstrahlern im Zyklotron aufwendig ist und nur wenigen Zentren vorbehalten bleibt.
Mit der Erstellung geeigneter Schwächungskorrekturprogramme(siehe Kap.2.1.2)nahm die Entwicklung der Photonenemissionscomputertomographie einen weiteren Aufschwung, und seit etwa 1978 stehen eine größere Anzahl dieser Geräte verschiedener Hersteller zur Verfügung.Die meisten dieser Tomographen basieren auf einem Gammakamera-

system,mit dem nicht nur die transversale Tomographie sondern auch die konventionelle Szintigraphie durchgeführt werden kann.Ein derartiges Gerät wird seit 1981 in der Nuklearmedizinischen Abteilung des Medizinischen Strahleninstituts Tübingen eingesetzt.
Die Emissionscomputertomographie kann heute zur Untersuchung verschiedener Organsysteme herangezogen werden. Schwerpunkte liegen dabei bei Myokard-,Skelett- und Leber-Milz-ECT.Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich speziell mit der Frage,in wieweit die Emissionscomputertomographie beim derzeitigen Entwicklungsstand als routinemäßiges Untersuchungsverfahren in der Leber-Milz-Diagnostik geeignet ist.
Dazu wird im ersten Teil der Arbeit über Phantomuntersuchungen berichtet,durch die an Hand von Abbildungsparametern ein Vergleich zwischen konventioneller Szintigraphie und Emissionscomputertomographie erstellt wurde. Darüberhinaus sollten sich aus den Phantomuntersuchungen Kriterien ergeben,die den bestmöglichen Einsatz des ECT-Gerätes gewährleisten.Zu diesem Thema wurden weitere Phantommessungen von ALBERT und PLAPPERT durchgeführt, über deren Ergebnisse ebenfalls berichtet wird.
Im zweiten Teil der Arbeit wird das Leber-Milz-ECT an Hand von Patientendaten verglichen mit anderen bildgebenden Verfahren in der Leber-Milz-Diagnostik.

2. Phantomuntersuchungen

2.1. Material und Methoden

2.1.1. Der Emissionscomputertomograph

In der Nuklearmedizinischen Abteilung des Medizinischen Strahleninstituts Tübingen wird ein Emissionscomputertomograph der Firma Siemens eingesetzt. Die Anlage besteht aus vier Einheiten:

- Rota-Kamera mit large field of view-Detektorkopf 75PM-ZLC der Firma Siemens
- System controler
- Rechner der Firma Digital Equipment Corporation PDP-11/34
- Eingabekonsole mit Monitor

Die Gammakamera kann 360° um die Patientenliege rotieren. Der Rotationsradius der Kamera läßt sich dabei beliebig verändern. Darüberhinaus ist die aus bleifreiem Material bestehende Patientenliege in drei senkrecht aufeinanderstehenden Achsen verschiebbar. Die Anlage ist somit sowohl für die ECT-Untersuchung als auch für die konventionelle Szintigraphie geeignet.
Der Detektorkopf der Kamera ist mit einem 1 cm dicken Natriumjodidkristall ausgerüstet. Die registrierten Impulse werden einer 64x64 Bildmatrix zugeordnet. Die Pixelgröße beträgt 0,6cm x 0,6cm.
Dem Natriumjodidkristall ist ein low-energy-Parallellochkollimator vorgeschaltet. Es stehen drei verschiedene Ausführungen zur Verfügung, die sich bezüglich Empfindlichkeit und Auflösungsvermögen unterscheiden:

- High resolution-Kollimator(HR):
  - -gutes Auflösungsvermögen
  - -niedrige Empfindlichkeit
- High sensitivity-Kollimator(HS):
  - -schlechtes Auflösungsvermögen
  - -hohe Empfindlichkeit
- Allpurpose-Kollimator(AP):
  - -mittleres Auflösungsvermögen
  - -mittlere Empfindlichkeit

Die unterschiedlichen Eigenschaften der Kollimatoren werden durch Änderung der Kollimatordicke und des Durchmessers der Kollimatorbohrungen erreicht.
Bei Routineuntersuchungen wird in der Regel mit dem AP-Kollimator gearbeitet.Daher wurde dieser Kollimator auch für die Phantommessungen verwendet.
Die Bedienung des Kamerasystems erfolgt über den "System-controler".An dieser Bedienungseinheit lassen sich verschiedene für die ECT-Untersuchung notwendige Parameter vorwählen:

- Winkelabstände der Einzelprojektionen
- Meßzeit der Einzelprojektionen
- Breite des Energiefensters

Die Kamera wird aus der o^{o}-Position gestartet(Ausnahme: Myokard-ECT).Das aus dieser Position aufgenommene Bild entspricht einem Szintigramm aus dorsaler Sicht.Die Winkelabstände der Einzelprojektionen können mit 3^{o},6^{o} und $1o^{o}$ gewählt werden.Es empfiehlt sich,mit einem Winkel von 6^{o} zu arbeiten,da das zur Verfügung stehende Rechnerprogramm nur für diesen Winkel Schichtrekonstruktionen durchführen kann.Bei jeder Phantommessung

wurden somit 6o Einzelprojektionen registriert und im Rechner gespeichert.
Die Einzelbilder können sowohl über die Zeit als auch über die maximale Impulszahl begrenzt werden.Für die Phantomuntersuchungen wurden 2o Sekunden-Bilder gewählt. Die gesamte Aufnahmezeit beträgt so 2o-22 min.
Als letzter Parameter wird die Breite des Energiefensters festgelegt.Ein Energiefenster ist notwendig,um Quanten anderer nicht zur Untersuchung beitragender Radionuklide höherer oder niedrigerer Energie herauszufiltern. Das Energiefenster wird über die Hauptlinie des ^{99m}Tc von 14o keV gelegt.Die Breite wird mit 2o% gewählt.

Die Patientendaten wie auch die Meßdaten der Untersuchung werden im Rechner gespeichert und können später zur Schichtrekonstruktion herangezogen werden.Der Rechner der Firma Digital Equipment Corporation PDP-11/34 besitzt eine Speicherkapazität von 96kbyt.
Das zur Rekonstruktion transaxialer Schichten notwendige Rechnerprogramm wurde am Institut für Nuklearmedizin der Universität Utrecht entwickelt:"Utrecht Single-photon Emission Computed Axial Tomography Program,Version 4".(Copyright 1981 by: Digital Equipment BV,Utrecht, Siemens Gammasonics BV,Uithoorn,University of Utrecht, Institute of Nuclear Medicine,The Netherlands)
Wenn eine Schwächungskorrektur erforderlich ist,wird die Version 5 des Utrechter Programmes verwendet.
Bei Version 4 kann die Dicke der transaxialen Schicht frei gewählt werden.In der Regel werden o,6cm-Schichten (=1pixel)rekonstruiert.
Bei Version 5 ist die Schichtdicke mit o,6cm vorgegeben. Durch nachträgliche Aufaddition zweier oder mehrerer Schichten kann jede beliebige Schichtdicke erreicht werden.

Wenn das zu untersuchende Organ in o,6cm Schritten völlig durchgeschichtet wird,besteht die Möglichkeit,die erhaltenen Daten umzuschichten,um so auch frontale und sagittale Schnitte zu erhalten.

2.1.2.Rekonstruktionsverfahren

Das Rekonstuktionsverfahren entspricht im wesentlichen dem der Transmissionscomputertomographie.Die um die Längsachse des Patienten rotierende Gammakamera registriert aus verschiedenen Winkelansichten längs der Rotation Szintigramme.Bei einer 36o°-Rotation und einem Winkelabstand der Einzelbilder von 6°ergeben sich so 6o Bilder,die zur Rekonstruktion einer transaxialen Schicht herangezogen werden.
Es stehen nun mehrere Verfahren zur Verfügung,um aus diesen zweidimensionalen Profilen die tatsächliche dreidimensionale Verteilung zu rekonstruieren:

- Methode der einfachen Rückprojektion
- Iterative Methode
- Analytische Methode

Die einfache Rückprojektion(simple back projection) ist, wie der Name bereits sagt,das einfachste dieser drei Verfahren.Das Prinzip besteht darin,daß die erhaltenen Profile über das gesamte Bild "verschmiert" werden.Ein in einem Profilpunkt registrierter Schwächungs- oder Impulszahlenwert wird allen Bildpunkten zugeordnet,die auf einer Linie senkrecht zu diesem Profilpunkt liegen.Das rückprojizierte Profil eines Punktes ergibt eine Gerade. Alle rückprojizierten Profile addiert,ergeben eine Sternfigur(Abb.2)

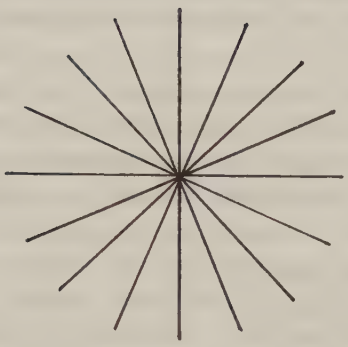

Abb.2: Bild einer Punktquelle nach einfacher Rückprojektion(8 Profile)

Bei einer genügend großen Anzahl von Profilen ergibt das Bild einer Punktquelle eine Aktivitätsverteilung,deren Amplitude umgekehrt proportional mit dem Abstand zur Punktquelle abnimmt.Die einfache Rückprojektion läßt sich mathematisch wie folgt ausdrücken:

$$f(x,y) = \int_0^{\pi} p(x\cos\varphi + y\sin\varphi ; \varphi)\, d\varphi$$

Dabei ist f(x,y) die zu berechnende Aktivität am Bildpunkt mit den Koordinaten x,y.p steht für die gemessenen Profile,φ für den Rotationswinkel.
Wie aus Abb.2 ersichtlich wird durch die einfache Rückprojektion eine große Unschärfe erzeugt,die bei komplexen Strukturen eine Beurteilung des Bildes nicht mehr zuläßt.

Daher mußten weitere Rekonstruktionsverfahren entwikkelt werden,durch die diese Fehler ausgeglichen werden können.
Eine dieser neuen Methode ist das iterative Verfahren. Es handelt sich dabei um ein rein mathematisches Vorgehen,bei dem die Daten des rekonstruierten Bildes mit denen des Profils verglichen werden.Bestehende Differenzen werdeh auf das Bild rückprojiziert.Das neu entstandene Bild wird mit dem nächsten Profil verglichen.Dieser Vorgang wiederholt sich.So wird eine allmähliche Annäherung an das ursprüngliche Bild erreicht.Der Vorgang wird solange fortgesetzt,bis die Abweichung der berechneten Bilddaten von den tatsächlichen vernachlässigbar klein ist.
Diese Methode,welche erstmals von BRACEWELL(1956) in der Radioastronomie und später von HOUNSFIELD(1972) in seinem MarkI EMI-Scanner angewandt wurde,ist zwar eine äußerst exakte,aber sie ist mit einem großen Zeitaufwand verbunden,weswegen sie sich in der Praxis nicht durchsetzen konnte.
Bei den heute üblichen Rekonstruktionsverfahren handelt es sich in der Regel um analytische Methoden,wobei am häufigsten das Prinzip der gefilterten Rückprojektion eingesetzt wird.Dieses Verfahren verwendet die Überlagerungstechnik der einfachen Rückprojektion mit dem Unterschied,daß die Projektionsdaten zuvor gefiltert werden,um die oben beschriebenen Verwischungseffekte zu vermeiden.Diese Filterung kann mittels Fourier-Transformation erfolgen.Diese nach dem französischen Mathematiker J.Fourier benannte Methode,auf die hier nicht näher eingegangen werden soll,erfordert eine aufwendige Elektronik.Daher setzte sich ein einfacheres und schnelleres Verfahren durch: die Faltung.Sie wird heute in den meisten kommerziellen ECT-Scannern eingesetzt.Die Faltung

erfolgt mittels eines im Rechner gespeicherten Faltungskerns,der aus einfachen Additions- und Multiplikationsvorgängen besteht.Das gefilterte Profil enthält dann sowohl positive als auch negative.Anteile.Auf diese Weise werden bei der Rückprojektion außerhalb des eigentlichen Bildes gelegene Bereiche ausgelöscht.(Abb.3)

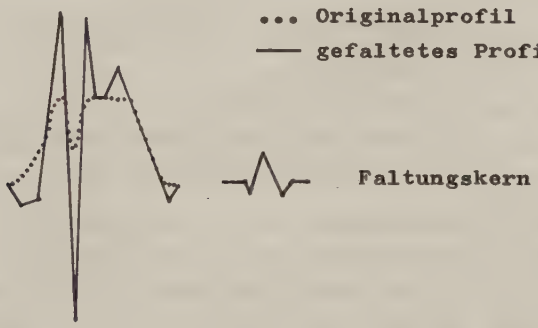

Abb.3: Filterung eines Originalprofils
durch abgebildeten Faltungskern

Diese Methode läßt sich von einem Rechner sehr schnell durchführen.Sie wurde erstmals von BRACEWELL u.RIDDLE (1967)beschrieben,weiterentwickelt u.a. von RAMACHANDRAN u. LAKSCHMINARAYANAN(1971),SHEPP u. LOGAN(1974).
Je nach Aufgabenstellung können verschiedene Filter gewählt werden:ein glättendes Filter(z.B.Shepp-Logan-Filter)zur Kontrastverstärkung bei kontrastarmen Bildern oder ein kantenverstärkendes Filter zur Verbesserung der räumlichen Auflösung.Für die ECT-Untersuchung wird in der Regel ein glättendes Filter verwendet.

Das Utrechter Rekonstruktionsprogramm bietet verschiedene Faltungsfunktionen an.

- Version 4:
  - Ramachandran-Lakschminarayanan
  - Shepp-Logan
  - Filtered Version

- Version 5:
  - Ramachandran-Lakschminarayanan
  - Shepp-Logan
  - Trapezoidal Rule
  - Attenuated Ramachandran-Lakschminarayanan
  - Attenuated Trapezoidal Rule

Die Faltungsfunktionen sind in der oben aufgeführten Reihenfolge zunehmend glättend;die Unterschiede bleiben aber gering.Für die Phantomuntersuchungen wurde,wie auch bei klinischen Untersuchungen üblich,mit dem Shepp-Logan-Filter gearbeitet.
Die hier aufgeführten Rekonstruktionsverfahren reichen allein aber nicht aus,um eine realitätsgetreue Wiedergabe der Aktivitätsverteilung in einem Organ zu erreichen.Ein weiteres Problem ist,wie bereits erwähnt,die Schwächung der Gammastrahlen durch das Körpergewebe.Denn im Gegensatz zur Transmissionscomputertomographie,bei der die Abnahme der Strahlenintensität das grundlegende Prinzip ist, ist dieser Effekt bei der Emissionscomputertomographie unerwünscht.
Eine zunächst von Genna(1976)vorgeschlagene einfache Schwächungskorrektur,die von JASZCZAK(1977)bzw. von BUDINGER(1977)weiterentwickelt wurde,erfolgte über die Bestimmung des arithmetischen bzw. geometrischen Mittel-

wertes zweier gegenüberliegender Profile,die durch zwei Detektoren gleichzeitig aufgenommen wurden.Dieses Prinzip wurde auch bei dem ersten Emissionscomputertomographen eingesetzt,der der Nuklearmedizinischen Abteilung des Medizinischen Strahleninstituts Tübingen 1976 zur Verfügung stand.(FEINE,1977)
Mittlerweile haben sich genauere Methoden der Schwächungskorrektur durchgesetzt.Eine dieser Techniken verwendet zur Korrektur der Emissionsdaten Schwächungswerte der Transmissionscomputertomographie.Dies ist mit einem grossen technischen und zeitlichen Aufwand verbunden,da die Transmissionsdaten vor der Injektion der radioaktiven Substanz gewonnen werden müssen,um Interferenzen mit der Gammastrahlung zu vermeiden.Aus diesem Grunde wurde eine weitere Methode entwickelt,bei der zur Schwächungskorrektur die Körpergrenzen und ein konstanter,durch Phantommessungenbestimmter,Schwächungskoeffizient benötigt werden.Während HUANG(1979)vorschlug,die Körpergrenzen an Hand von Transmissionsdaten zu bestimmen, löste JASZCZAK(1979)dieses Problem durch Verwendung eines zweiten breiteren Energiefensters zur Registrierung gestreuter Gammaquanten.Beide Autoren gingen von der Annahme aus,daß der Schwächungskoeffizient im ganzen Körper konstant sei.
Dieses Verfahren wird auch bei dem in Tübingen zur Verfügung stehenden Gerät angewandt mit dem Unterschied,daß das Vorgehen zur Bestimmung der Körpergrenzen vereinfacht wurde.Vor der emissionscomputertomographischen Untersuchung werden mit Hilfe zweier Strahlenquellen (z.B.zwei,radioaktive Substanzen enthaltende Spritzen) die maximalen frontalen und sagittalen Körperausdehnungen bestimmt.Aus den erhaltenen vier Koordinaten bestimmt der Rechner eine Ellipse,die in die transversale Schicht

hineingelegt wird,und innerhalb derer eine Korrektur mit einem konstanten Schwächungskoeffizienten von o,15cm^{-1} erfolgt.Dieser Koeffizient stimmt annäherungsweise mit dem von GREER(1982)empfohlenen Wert von o,12 - o,14cm^{-1} für dichteres Körpergewebe(Abdomen,Gehirn)überein. Darüberhinaus enthält das zur Verfügung stehende Utrechter Programm drei verschiedene Unterprogramme zur Schwächungskorrektur:

- Attenuation corrected reconstruction(AR-Pr.)

  Diese von GULLBERG(1979)beschriebene Methode modifiziert die erhaltenen Profile durch Multiplikation mit einer Exponentialfunktion.

- Attenuation correction after reconstruction(CR-Pr.)

  Bei dieser Methode wird mit Hilfe einer Punktquelle in einem homogenen Medium für jedes Bildelement (pixel)ein Korrekturfaktor bestimmt.Auf diese Weise entsteht eine Korrekturmatrix,die mit dem rekonstruierten Bild multipliziert wird.

- Projection attenuation correction(PR-Pr.)

  Dieses ist die häufigste in kommerziellen software-Programmen enthaltene Methode.Bei der Berechnung der korrigierten Werte wird von der Annahme ausgegangen,daß Aktivität und Schwächungskoeffizient innerhalb der Ellipsengrenzen konstant sind.

2.1.3. Verwendete radioaktive Substanz

Sämtliche Phantomuntersuchungen wurden mit dem Radionuklid ^{99m}Tc(Technetium)durchgeführt.Technetium ist das am häufigsten verwendete Radionuklid in der nuklearmedizinischen Diagnostik,da es drei wesentliche Vorteile aufweist:

- einfache Gewinnung der Substanz
- kurze physikalische Halbwertszeit(6,oh)
- reiner Gammastrahler(14o keV)

Technetium läßt sich aus einem ^{99}Mo-^{99m}Tc-Generator(NEN-New England Nuclear ^{99m}Tc-Generator)gewinnen.Dieser Generator enthält radioaktives ^{99}Molybdän,an eine Ionenaustauschersäule gebunden.Molybdän zerfällt mit einer Halbwertszeit von 66,5h unter Aussendung von β^--Strahlung in das ^{99m}Technetium,das andere chemische Eigenschaften aufweist und daher nicht mehr an die Ionenaustauschersäule gebunden ist.Es kann durch eine o,9% NaCl-Lösung ausgewaschen werden.Die Aktivität des eluierten ^{99m}Tc läßt sich anschließend mit einem Bohrloch-Szintillationszähler(Picker-Isotope-Calibrator)bestimmen.

$$^{99}_{42}\mathrm{Mo} \xrightarrow[66{,}5\mathrm{h}]{\beta^-(1{,}23)} {}^{99m}_{43}\mathrm{Tc} \xrightarrow[6{,}\mathrm{oh}]{\gamma(\mathrm{o},14)} {}^{99}_{43}\mathrm{Tc} \xrightarrow[2\cdot 1\mathrm{o}^5\mathrm{a}]{\beta^-(\mathrm{o},29)} {}^{99}_{44}\mathrm{Ru}$$

Abb.5: Zerfallsreihe von ^{99}Molybdän

2.1.4.Phantome

Für die Messungen wurden Phantome benötigt,mit denen es möglich war:

- heiße und kalte Knoten zu simulieren
- die Strahlenabsorption im Körpergewebe zu berücksichtigen

Die hierfür geeigneten Phantome wurden je nach Versuchsbedingungen ausgewählt.
Zur Nachahmung der Schwächung von Gammaquanten im Körpergewebe wurden zwei Glasgefäße unterschiedlicher Größe mit rechteckiger Grungfläche als Streukörper verwendet. Das kleine(große)Gefäß hatte die Maße: Länge l=14,5cm (21cm),Breite b=1ocm(13,5cm),Höhe h=15cm(19cm).Die Gefäße wurden je nach Versuch mit reinem Wasser oder mit radioaktives ^{99m}Tc enthaltendem Wasser gefüllt.
Mit Wasser oder mit ^{99m}Tc gefüllte Röhrchen mit kreisförmigen Querschnitt dienten zur Erzeugung kalter bzw. heißer Knoten.Die aus Glas oder Kunststoff gefertigten Röhrchen wiesen Durchmesser von 1,o bis 3,5cm auf.
Die genauere Anwendung der Phantome wird bei den einzelnen Versuchsbeschreibungen erklärt.

2.1.5. Methoden

2.1.5.1. Räumliche Auflösung;Vergleich ECT-Szintigramm

Während in denen von ALBERT durchgeführten Versuchen die räumliche Auflösung der Gammakamera für verschiedene Kollimatoren bestimmt wurde,sollten die hier beschriebenen Phantomuntersuchungen einen Vergleich zwischen emisionscomputertomographischen Bildern und konventionellen Szintigrammen ermöglichen.Es stellten sich dabei folgende Fragen:

- Welche Änderung der Auflösung bedingt die rechnerische Rekonstruktion des ECT-Bildes?
- In wieweit ist die Auflösung abhängig von der Lage im ECT-Bild?
- Wie ändert sich die Auflösung in einem heißen Streukörper?

JAHNS u. LANGE(198o)definieren das Ortsauflösungsvermögen als Eigenschaft,die im Objekt vorhandene Dichteverteilung im Bild ortsgetreu wiederzugeben.Ein Maß dafür ist die Halbwertsbreite der Linienbildfunktion.Die Linienbildfunktion ist das Profil des Bildes einer Linienquelle quer zu ihrer Längsachse.Der Querdurchmesser der Linienquelle muß klein sein gegenüber der Halbwertsbreite der Linienbildfunktion;der Längsdurchmesser muß hingegen sehr viel größer sein.Nach DIN 6814 darf für die Bestimmung bei Parallellochkollimatoren die Breite der Linienquelle 2mm nicht überschreiten.Die Länge sollte mindestens 4omm betragen.
Charakteristisches Merkmal der Linienbildfunktion ist die volle Breite der Funktion bei halbem Maximum,FWHM (Full width at half maximum).

Da kein Phantom zur Verfügung stand,das den Anforderungen der DIN-Bestimmung 6814 entsprach,wurde mit einer anderen Methode gearbeitet,die auch von ALBERT bei seinen Versuchen zur Bestimmung des Ortsauflösungsvermögens der Rota-Kamera für verschiedene Kollimatoren angewandt wurde.Bei dieser Methode ist das Auflösungsvermögen wie folgt definiert: Auflösungsvermögen bezeichnet den Abstand zweier Herde,bei dem diese gerade noch getrennt dargestellt werden.Die Herde werden als gerade noch getrennt dargestellt bezeichnet,wenn das Impulszahlenminimum zwischen beiden Herden gerade 5o% des Impulszahlenmaximums der Herde beträgt(bei ungleicher Herdaktivität bezogen auf das kleinere Maximum).

Es wurden nun drei Versuchsreihen durchgeführt,wobei zweimal ein kalter und einmal ein heißer Streukörper zur Anwendung kam.Zur Simulierung des kalten Streukörpers diente das größere zur Verfügung stehende Glasgefäß(l=21cm, b=13,5cm,h=19cm).Es wurde mit reinem Wasser gefüllt.Die Wasserhöhe betrug 16cm.Das kleinere Glasgefäß(l=14,5cm, b=1ocm,h=15cm)diente als heißer Streukörper.Die Wasser - höhe hier betrug 12cm.Durch anschliessende Zugabe von ^{99m}Tc konnte eine Aktivitätskonzentration von 1 uCi/cm^3 erreicht werden.Zwei mit jeweils 7o uCi ^{99m}Tc gefüllte Röhrchen(Ø 1,5cm)wurden verschieblich an einem Holzstab befestigt und in den Streukörper eingetaucht.Durch Drehen des Stabes konnten die Röhrchen in beliebige Eintauchtiefen gebracht werden.Die für die Versuche gewählte Eintauchtiefen betrugen 1cm und 7cm im kalten Streukörper,5cm im heißen Streukörper.

Beginnend mit einem Röhrchenabstand von 2,5cm wurden die für die ECT-Studie notwendigen 6oSzintigramme unter Verwendung des all-purpose(AP)-Kollimators aufgenommen.Anschließend wurde der Röhrchenabstand in o,5cm-Schritten bis auf o,5cm verringert und die Versuche wiederholt.

Die Rekonstruktion der transversalen Schichten erfolgte durch die oben beschriebene gefilterte Rückprojektion mit dem Shepp-Logan-Filter ohne Schwächungskorrektur. Die Dicke der rekonstruierten Schicht betrug o,6cm.Um das für den Vergleich benötigte Szintigramm zu erhalten, wurde jeweils das 3o.Bild der ECT-Studie verwendet.Dieses wird aus der oberen horizontalen Kameraposition aufgenommen.

Pro Versuchsreihe waren fünf Szintigramme und fünf transversale ECT-Bilder auszuwerten.Die Auswertung verlief wie folgt:

Für jedes Bild druckte der Rechner für eine Linie,die durch beide Herdzentren verlief,ein Impulszahlenrelief aus.Dieses Impulszahlenrelief ergab jeweils eine zweigipflige Kurve.Das Impulszahlenminimum zwischen beiden Kurvenmaxima war in Verhältnis zu setzen zum Impulszahlenmaximum.Dieses Verhältnis $\frac{Imin}{Imax}$ in % wurde dem jeweiligen Herdabstand s zugeordnet.Es ergaben sich so fünf Wertepaare($\frac{Imin}{Imax}$ / s).In einem Schaubild eingetragen ($x=s/y=\frac{Imin}{Imax}$),zeigte sich,daß diese Punkte annäherungsweise auf einer Exponentialkurve lagen(Abb.4).Durch Eingabe in einen Rechner konnte diese Exponentialfunktion bestimmt werden.Für diese Bestimmung wurde noch ein sechstes Wertepaar hinzugenommen,das sich aus folgender theoretischer Überlegung ergab: Für den Abstand s=ocm würden sich beide Herde vereinigen.Das Impulszahlenrelief würde nur ein Maximum aufweisen,das dann genau dem doppelten Maximum der Einzelherde entspräche. Es ergab sich so das Wertepaar(x=ocm/y=2oo%).

Die allgemeine Formel dieser Exponentialfunktion lautet:

$$y = a \cdot e^{-bx} \qquad y = \frac{Imin}{Imax}, \quad x = s$$

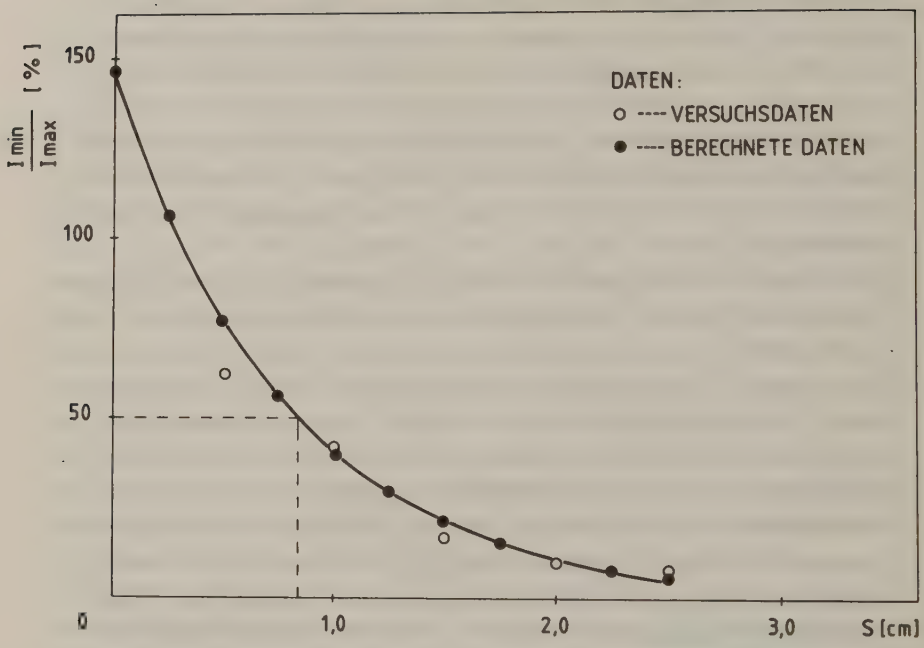

Abb.4: Graphische Darstellung der Ergebnisse einer Versuchsreihe und der daraus ermittelten Exponentialfunktion. Aufgetragen wurden die Impulszahlenverhältnisse $\frac{Imin}{Imax}$ gegen die jeweiligen Herdabstände s. (Nähere Erläuterungen siehe Text)
--- graphische Ermittlung des räumlichen Auflösungsvermögens x_{50}

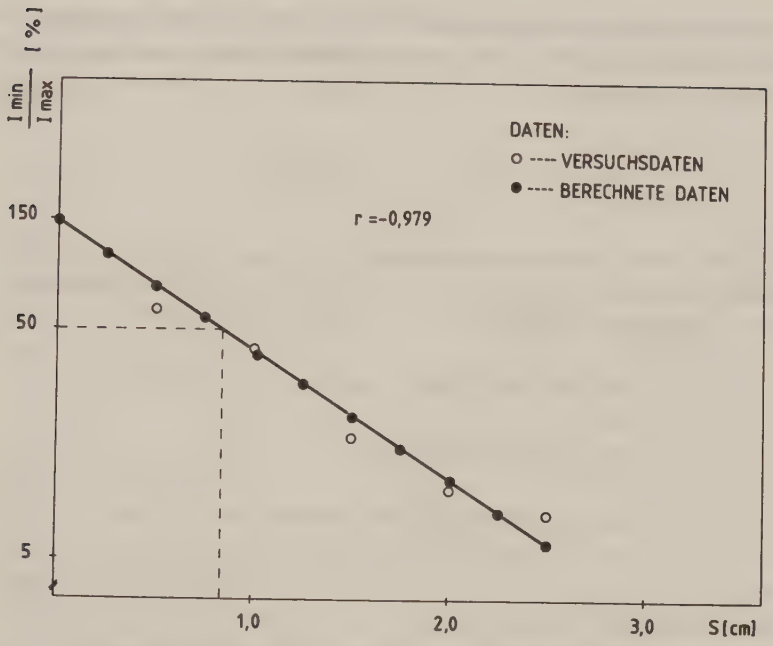

Abb.5: Halblogarithmische Auftragung der Wertepaare ($\frac{Imin}{Imax}$ / s) aus Abbildung 4.
--- graphische Ermittlung des räumlichen Auflösungsvermögens x_{50}

Die halblogarithmische Darstellung dieser Funktion ergibt eine Gerade mit dem Ordinatenabschnitt lna und der Steigung -b(Abb.5):

$$\ln y = \ln a - bx$$

Das räumliche Auflösungsvermögen x_{50} läßt sich aus den Schaubildern an der Stelle y = 50% ablesen.Die rechnerische Bestimmung ergibt:

$$\ln 50 = \ln a - bx_{50}$$

$$x_{50} = \frac{\ln a - \ln 50}{b}$$

$$x_{50} = \frac{\ln a - 3{,}912}{b}$$

2.1.5.2.Darstellung kalter Knoten im Szintigramm und im ECT-Bild

Ein weiterer Parameter,der einen Vergleich der Qualität des ECT-Bildes und des Szintigrammes ermöglicht,ist die Darstellung kalter Knoten in einem heißen Streukörper. In diesen Vergleich wurde zusätzlich zum Rechnerszintigramm das Analogbild miteinbezogen.Im Analogbild führen die vom Detektor registrierten Impulse direkt zu einer Schwärzung des Filmes.Die Stärke der Schwärzung ist ein Maß für die Impulszahlendichte.Da in der nuklearmedizinischen Diagnostik in der Regel Analogbilder aufgenommen werden,ist es von praktischem Interesse,sie in diesem Vergleich zu berücksichtigen.Eine Aussage über die

Darstellung kalter Knoten in einem heißen Streukörper läßt sich über den Bildkontrast machen.Der Bildkontrast berechnet sich wie folgt:

$$C = \frac{I_k - I_h}{I_h}$$

C = Bildkontrast

I_k= Impulszahlendichte(counts/pixel)im kalten Knoten

I_h= Impulszahlendichte(counts/pixel) im heißen Hintergrund

Zur Bestimmung der Impulszahlendichte werden Regions of Interest über den kalten Knoten und über den heißen Hintergrund gesetzt.Dieses Verfahren läßt sich aber nur an digital verarbeiteten Bildern durchführen und ermöglicht damit keine Aussage zum Analogbild.Es läßt sich so auch keine Aussage darüber treffen,bei welcher Größe ein kalter Knoten im Bild noch zu erkennen ist.
Der hier angestrebte Vergleich basiert aber auf dieser Aussage.Die Versuche wurden folgendermaßen durchgeführt: Durch Zugabe von ^{99m}Tc in das bis zu einer Höhe von 12cm mit Wasser gefüllte kleine Glasgefäß wurde ein heißes Streumedium erzeugt.Sechs verschiedene Röhrchen mit Durchmessern von 1,o bis 3,5cm dienten als kalte Knoten. Sie wurden mit reinem Wasser gefüüllt und anschließend, ihre Längsachse horizontal gerichtet,in den Streukörper eingetaucht.Damit war gewährleistet,daß die kalten Knoten sowohl im Querschnitt(ECT-Bild)als auch in der Aufsicht(Szintigramm) den gleichen Durchmesser hatten.

Für jedes Röhrchen wurden jeweils zwei ECT-Studien und zwei Analogbilder mit dem AP-Kollimator angefertigt.Die Eintauchtiefen der Röhrchen betrugen o,5-1,ocm bzw.5-6 cm.Die ECT-Rekonstruktion erfolgte mit Schichtdicken von o,6 und 1,2cm mit und ohne Schwächungskorrektur.Das Rechnerszintigramm wurde wieder der ECT-Studie entnommen. Der Kamera-Objekt(Wasserspiegel)-Abstand betrug 11cm. Für das Analogbild wurde ein geringerer Abstand(5cm)gewählt.Die Aufnahmezeit für das Analogbild konnte mit 12osec. festgelegt werden,da nach dieser Zeit eine zufriedenstellende Schwärzung im Bereich des heißen Hintergrundes erreicht war.
Die Auswertung der Versuche erfolgte durch drei Personen unabhängig voneinander nach der Fragestellung,ob ein kalter Knoten noch zu erkennen war oder nicht.

2.1.5.3.Homogenität des ECT-Bildes

Die Homogenität ist ein grundlegendes Gütekriterium der szintigraphischen Abbildung.Je inhomogener die Darstellung eines homogenen Objektes ist,desto schwerer lassen sich Aussagen über Impulszahlenschwankungen in einem Bild treffen.Sie können durch Inhomogenität oder durch heiße und kalte Herde bedingt sein.Die Inhomogenität einer Gammakamera muß daher möglichst gering sein.
In diesem Versuch ging es aber nicht um die Kamerahomogenität selbst,sondern um die Homogenität im rekonstruierten ECT-Bild,die von drei Faktoren abhängt:

- Kamerahomogenität
- Rekonstruktionsverfahren
- Schwächung der Gammaquanten

Die Versuche sollten zeigen,auf welche Weise die Homogenität im ECT-Bild am ehesten erreicht werden kann.Dazu wurden wieder beide Phantome verwendet.Durch Zugabe von ^{99m}Tc in die mit Wasser gefüllten Phantome und nach guter Durchmischung konnte annäherungsweise eine homogene Aktivitätsverteilung erzielt werden.Die Aktivitätskonzentration betrug o,5 uCi/cm^3.Im ECT-Bild ergaben sich als Querschnitte der Phantome:

kleines Phantom: 8,5cm x 14,5cm
großes Phantom:12,5cm x 21,ocm

Die Rekonstruktion erfolgte einmal ohne Schwächungskorrektur,kurz als WR(weighted reconstructed)bezeichnet,zum anderen mit den oben erwähnten Schwächungskorrekturprogrammen,die mit den Buchstaben AR,CR,PR abgekürzt werden. Mit dem WR-Programm wurden o,6 und 1,2cm dicke Schichten rekonstruiert.Wie bereits erwähnt,ist mit den Schwächungskorrekturprogrammen nur eine Rekonstruktion von o,6cm dicken Schichten möglich.Daher wurden hier nachträglich jeweils zwei nebeneinanderliegende Schichten aufaddiert.Diese Aufaddition ergibt das gleiche Ergebnis wie eine Rekonstruktion mit einer Schichtdicke von 1,2 cm,da,wie in Kap. 2.1.2. erklärt,das hier verwendete Rekonstruktionsverfahren der gefilterten Rückprojektion mit Faltungskern nur über einfache Additions- und Multiplikationsvorgänge läuft.
Um eine Schwächungskorrektur durchführen zu können,müssen dem Rechner vier Koordinaten eingegeben werden,aus denen dieser eine Ellipse berechnet.Innerhalb dieser Ellipse,die den Körpergrenzen entsprechen soll,erfolgt die Korrektur.Zur Festlegung dieser vier Koordinaten werden in der klinischen Routine zwei zusätzlich aus ventraler und lateraler Sicht aufgenommene Szintigramme

verwendet,in denen zwei anden Patientenkörper gehaltene Strahlenquellen abgebildet werden.Auf diese Weise lassen sich sehr genau die Körpergrenzen bestimmen.
Die Versuche sollten nun zeigen,wie sich das rekonstruierte Bild durch Variation der Ellipsengröße verändert. Hierfür erfolgte bei einer Phantommessung die Schichtrekonstruktion mit dem PR-Programm,wobei dem Rechner vier verschiedene Ellipsengrößen eingegeben wurden.Die Ellipsendurchmesser a,b änderten sich jeweils um 2,4cm. Die maximale Differenz betrug 7,2cm.
Die Auswertung der Versuche erfolgte über die Bestimmung des relativen Fehlers,der ein Maß für die Bildhomogenität darstellt(Feine,Zum Winkel).Der relative Fehler berechnet sich als:

$$\text{rel.Fehler} = \frac{s}{\bar{x}} \quad 100\%$$

s = Standardabweichung des Mittelwertes $\bar{x}$
$\bar{x}$ = Mittelwert der Impulszahlen aller pixel

Dazu wurde ein Schnitt durch das Phantomzentrum gelegt. Die Impulszahlen aller pixel entlang dieses Schnittes, die noch innerhalb des Phantoms lagen,wurden zur Bestimmung von Mittelwert und Standardabweichung herangezogen.

2.1.5.4. Leber-Milz-Phantom

Zum Abschluß der Phantomuntersuchungen wurde ein Leber-Milzphantom konstruiert, mit dem die Verhältnisse der Leber-Milz-Szintigraphie simuliert werden sollten. Dazu wurden die beiden vorhandenen Glasgefäße mit Wasser gefüllt und nebeneinander gestellt. Der Gesamtquerschnitt betrug so 35,5cm. Durch Zugabe von ^{99m}Tc in das kleinere Gefäß wurde die "Leber" dargestellt. Die "Milz" konnte durch ein mit ^{99m}Tc gefülltes Röhrchen (Ø 2cm), das in das grosse Gefäß eingetaucht wurde, simuliert werden.
Verglichen wurde das rekonstruierte Bild für die verschiedenen Rekonstruktionsprogramme WR, AR, CR, PR, wobei durch Setzen von Regions of Interest die Impulszahlendichte über der "Milz" und über einem peripheren bzw. einem zentralen Bereich der "Leber" bestimmt wurde.

2.2. Ergebnisse

2.2.1. Räumliche Auflösung; Vergleich ECT-Szintigramm

Die drei Versuchsreihen zur Bestimmung der räumlichen Auflösung wurden mit folgenden Versuchsbedingungen durchgeführt:

- Versuchsreihe I:
  kalter Streukörper(21cm x 13,5cm x 16cm)
  Eintauchtiefe der heißen Herde : 1cm
  Abstand Kamera-Wasseroberfläche: 11cm
  (horizontale Kameraposition)
- Versuchsreihe II:
  kalter Streukörper(21cm x 13,5cm x 16cm)
  Eintauchtiefe der heißen Herde : 7cm
  Abstand Kamera-Wasseroberfläche: 11cm
- Versuchsreihe III:
  heißer Streukörper(14,5cm x 1ocm x 12cm)
  Eintauchtiefe der heißen Herde : 5cm
  Abstand Kamera-Wasseroberfläche: 11cm
  Aktivitätsverhältnis Hintergrund: 1:2o
  zu heißem Herd

In den Tabellen 1a,b - 3a,b sind die Versuchsergebnisse zusammengefaßt. Aufgeführt sind die ermittelten Versuchsdaten für das Impulszahlenverhältnis $\frac{Imin}{Imax}$ beim jeweiligen Herdabstand s. Unter jeder Tabelle ist die aus diesen Werten berechnete Exponentialfunktion dargestellt, einschließlich des Regressionskoeffizienten für die halblogaritmische Darstellung in Geradenform. Schließlich wurde für jede Versuchsreihe rechnerisch der x_{5o}-Wert für das räumliche Auflösungsvermögen bestimmt.

x(cm) / y(%)	2,5	2,o	1,5	1,o	o,5	o,o
Versuchsdaten	8	1o	17	41	61	2oo
berechnete Daten	6,o	11,4	21,6	4o,9	77,5	146,9

berechnete Funktion: $y = 146{,}88\ e^{-1{,}279x}$

$$\ln y = 4{,}989 - 1{,}279x \quad / \quad r=-0{,}979$$

$$x_{5o} = o{,}842$$

Tab.1a: Erbebnisse der Versuchsreihe I für das Szintigramm; $y = \frac{Imin}{Imax}$ / x = s.

x(cm) / y(%)	2,5	2,o	1,5	1,o	o,5	o,o
Versuchsdaten	o,o	4	18	47	76	2oo
berechnete Daten	2,2	5,5	13,9	4o,o	88,2	222,3

berechnete Funktion: $y = 222{,}3\ e^{-1{,}85x}$

$$\ln y = 5{,}4o4 - 1{,}85x \quad / \quad r=-o{,}983$$

$$x_{5o} = o{,}8o6$$

Tab.1b:Ergebnisse der Versuchsreihe I für das rekonstruierte ECT-Bild; $y = \frac{Imin}{Imax}$ / x = s.

x(cm) / y(%)	2,5	2,o	1,5	1,o	o,5	o,o
Versuchsdaten	12	19	44	71	83	2oo
berechnete Daten	12,3	21,o	36,5	62,6	1o7,7	185,o

berechnete Funktion: $y = 185{,}o2\ e^{-1{,}o83x}$

$\ln y = 5{,}22 - 1{,}o83x \quad / \ r=-o{,}9868$

$x_{5o} = 1{,}2o7$

Tab.2a: Ergebnisse der Versuchsreihe II für das Szintigramm; $y = \frac{Imin}{Imax}$ / x = s.

x(cm) / y(%)	2,5	2,o	1,5	1,o	o,5	o,o
Versuchsdaten	4	18	21	41	71	2oo
berechnete Daten	5,5	1o,9	21,9	43,9	87,9	176,2

berechnete Funktion: $y = 176{,}2\ e^{-1{,}39x}$

$\ln y = 5{,}171 - 1{,}39x \quad / \ r=-o{,}9764$

$x_{5o} = o{,}9o7$

Tab.2a: Ergebnisse der Versuchsreihe II für das rekonstruierte ECT-Bild; $y = \frac{Imin}{Imax}$ / x = s.

x(cm) / y(%)	2,5	2,o	1,5	1,o	o,5	o,o
Versuchsdaten	13	16	2o	64	84	2oo
berechnete Daten	9,9	17,4	3o,7	54,o	94,9	167,o

berechnete Funktion: $y = 167{,}o2\ e^{-1{,}13x}$

$$\ln y = 5{,}118 - 1{,}13x \quad / \quad r=-o{,}97o9$$

$$x_{5o} = 1{,}o69$$

Tab.3a:Ergebnisse der Versuchsreihe III für das Szintigramm; $y = \frac{Imin}{Imax}$ / x = s.

x(cm) / y(%)	2,5	2,o	1,5	1,o	o,5	o,o
Versuchsdaten	6	3	38	57	9o	2oo
berechnete Daten	4,o	8,9	19,9	44,5	99,5	222,3

berechnete Funktion: $y = 222{,}3\ e^{-1{,}6o8x}$

$$\ln y = 5{,}4o4 - 1{,}6o8x \quad / \quad r=-o{,}9269$$

$$x_{5o} = o{,}929$$

Tab.3b: Ergebnisse der Versuchsreihe III für das rekonstruierte ECT-Bild; $y = \frac{Imin}{Imax}$ / x = s.

Die rechnerisch ermittelten x_{50}-Werte der räumlichen Auflösung wurden auf eine Stelle hinter dem Komma gerundet. In Tabelle 4 sind die so erhaltenen Endwerte noch einmal zusammengefaßt dargestellt.

	ECT	Szintigramm
Versuchsreihe I	o,8cm	o,8cm
Versuchsreihe II	o,9cm	1,2cm
Versuchsreihe III	o,9cm	1,1cm

Tab.4: x_{50}-Endwerte der drei Versuchsreihen für das ECT-Bild und das Szintigramm

In der Versuchsreihe I,bei der peripher im kalten Streukörper gemessen wurde,ergab sich für das ECT-Bild wie auch für das Szintigramm ein Wert von o,8cm.Durch Vergrößerung der Eintauchtiefe um 6cm verschlechterte sich die räumliche Auflösung im Szintigramm um 5o% auf 1,2cm, während sich im rekonstruierten ECT-Bild nur eine Verschlechterung um 12,5% auf o,9cm ergab.
Auch im heißen Streukörper war das Auflösungsvermögen im ECT-Bild geringfügig schlechter: o,9cm.Der Wert für das Szintigramm betrug hier 1,1cm.
In Abb.6 sind die Unterschiede noch einmal graphisch dargestellt.

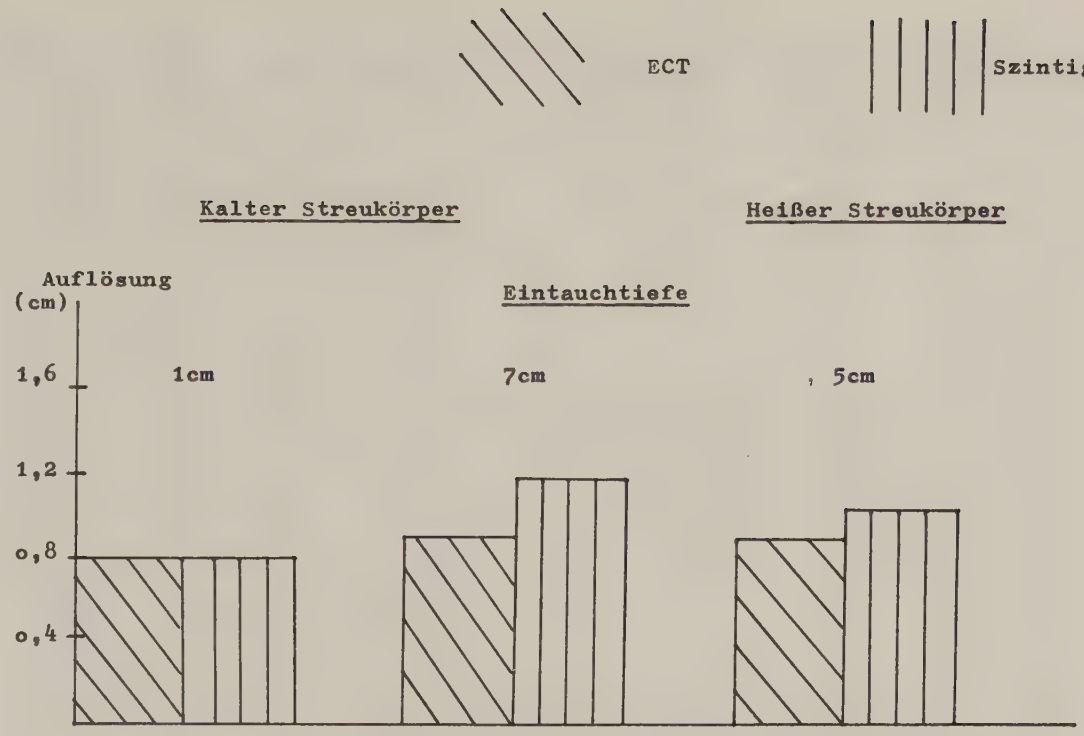

Abb.6: Blockdiagramm zur Darstellung der räumlichen Auflösung im Szintigramm und im ECT-Bild

2.2.2. Darstellung kalter Knoten im Szintigramm und im ECT-Bild

Die Auswertung nach der Fragestellung, ob ein Speicherdefekt im Bild noch zu erkennen war oder nicht, wurde von drei Personen unabhängig voneinander durchgeführt. Die Ergebnisse der Beurteilungen wurden in drei Kategorien eingeteilt:

- Kategorie 1 = "+" : eindeutig positives Ergebnis; aus allen drei Beurteilungen ergibt sich eindeutig ein Speicherdefekt.
- Kategorie 2 = "(+)" : fraglich positives Ergebnis; es ergibt sich in den drei Beurteilungen keine Übereinstimmung.
- Kategorie 3 = "-" : eindeutig negatives Ergebnis; ein Speicherdefekt ist eindeutig nicht zu erkennen.

Das Ergebnis ist in Tabelle 5 zusammengefaßt. In der Darstellung von Speicherdefekten sind Vorteile der transversalen ECT-Bildern gegenüber dem Rechnerszintigramm und dem Analogbild zu erkennen. Im ECT-Bild wurden kalte Knoten bis zu einer Größe von 1,0cm sowohl peripher als auch zentral im heißen Streukörper dargestellt. Dagegen waren beim Analogbild die Darstellungsgrenzen bereits bei 1,5cm peripher und 2,0 bis 2,5 cm zentral erreicht. Die Werte für das Rechnerszintigramm waren noch schlechter. Hier lagen die Darstellungsgrenzen bei 2,0cm peripher und 2,5 bis 3,0cm zentral.
Für die ECT-Bilder ergaben sich für die verschiedenen Rekonstruktionsprogramme (WR, AR, CR, PR) sowie für die Re-

	3,5 cm per.	3,5 cm zen.	3,o cm per.	3,o cm zen.	2,5 cm per.	2,5 cm zen.	2,o cm per.	2,o cm zen.	1,5 cm per.	1,5 cm zen.	1,o cm per.	1,o cm zen.
ECT-BILD	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
ANALOGBILD	+	+	+	+	+	+	+	(+)	+	-	-	-
RECHNERBILD	+	+	+	+	+	(+)	+	-	-	-	-	-

Tabelle 5:Darstellung kalter Knoten in einem heißen Streumedium im ECT-,Analog-und Rechnerbild.Die Eintauchtiefen betragen o,5-1,o cm(peripher)und 5-6 cm(zentral)bei einer Wassertiefe von 12 cm
Analogbild 12o s Aufnagmezeit,5 cm Abstand
Rechnerbild 2o s " ,11cm "

" + "=Kategorie 1: eindeutig positiv
"(+)"=Kategorie 2: fraglich positiv
" - "=Kategorie 3: eindeutig negativ
(genauere Erläuterungen siehe Text)

konstruktion mit einer Schichtdicke von o,6cm bzw. 1,2cm übereinstimmende Ergebnisse.
Die 1,2cm dicken Schichtbilder weisen allerdings eine größere Formtreue auf,das heißt die Speicherdefekte werden bezüglich ihrer ursprünglichen,runden Form genauer wiedergegeben.

2.2.3.Homogenität des ECT-Bildes

Die Versuchsergebnisse sind in Tabelle 6-8 wiedergegeben. In Tabelle 6 und 7 sind die berechneten Werte für Mittelwert,Standardabweichung und relativen Fehler zusammengefaßt.Tabelle 8 gibt die prozentuale Abweichung der mit den Korrekturprogrammen AR,CR,PR erhaltenen Mittelwerte vom Mittelwert des WR-Programmes(ohne Schwächungskorrektur)wieder.
Wie in Tabelle 8 zu sehen ist,ergibt sich durch die Schwächungskorrektur eine Steigerung der mitteleren Impulszahl,die beim kleinen Phantom für das CR-Programm nur 2,5% ausmacht,beim AR- bzw. PR-Programm allerdings deutlich höher liegt(19o% bzw. 16o%).Eine noch deutlichere Steigerung ergibt sich im großen Phantom.Hier wird bereits durch das CR-Programm eine um 1oo% höhere mittlere Impulszahl erreicht.(AR: 665%;PR: 6o2%).Es fällt weiterhin auf,daß ohne Schwächungskorrektur im großen Phantom trotz gleicher Aktivitätskonzentration wie im kleinen Phantom die mittlere Impulszahl auf etwa die Hälfte absinkt,während sie beim CR-Programm konstant bleibt und beim AR- bzw. PR-Programm zunimmt.
Bei der Darstellung des kleinen Streukörpers(Tab.6) wird die Homogenität am besten durch die Rekonstruktion mit

		$\bar{x}$	s	rel.Fehler(%)
WR	SD 1	296,1	42,o	14,2
	SD 2	589,o	55,3	9,5
AR	SD 1	857,2	235,3	27,5
	SD 2	1784,2	449,3	25,5
CR	SD 1	3o3,5	38,o	12,8
	SD 2	631,1	66,3	1o,5
PR	SD 1	768,3	81,2	1o,6
	SD 2	1652,3	161,8	9,8

Tabelle 6: Mittelwerte,Standardabweichungen und relative Fehler bei Homogenitätsbestimmung für verschiedene Rekonstruktionsprogramme;ermittelt im kleinen Streukörper(Querschnitt im ECT-Bild: 8,5cm x 14,5cm)

Erläuterungen:

WR : ohne Schwächungskorrektur
AR : Attenuation corrected reconstruction
CR : Attenuation correction after reconstruction
PR : Projection attenuation correction
SD 1: Schichtdicke o,6cm
SD 2: Schichtdicke 1,2cm

		$\bar{x}$	s	rel.Fehler(%)
WR	SD 1	149,8	39,o	26,o
	SD 2	293,8	56,6	19,3
AR	SD 1	1147,9	361,5	31,5
	SD 2	21oo,o	538,7	25,7
CR	SD 1	299,o	57,2	19,1
	SD 2	631,8	89,3	14,1
PR	SD 1	1o51,3	199,6	19,1
	SD 2	1993,3	274,7	13,8

Tab.7: Mittelwerte,Standardabweichungen und relative Fehler bei Homogenitätsbestimmung für verschiedene Rekonstruktionsprogramme; ermittelt im großen Streukörper(Querschnitt im ECT-Bild: 12,5cm x 21cm)

	AR	CR	PR
Streukörper klein	+19o%	+2,5%	+16o%
Streukörper groß	+665%	+1oo%	+6o2%

Tab.8: Prozentuale Abweichung der für die verschiedenen Programme berechneten Mittelwerte vom Mittelwert des WR-Programmes (ohne Schwächungskorrektur)

dem WR-Programm und einer Schichtdicke von 1,2cm gewährleistet.Der relative Fehler beträgt hier 9,5%.Die entsprechenden Werte für das CR- bzw. PR-Programm sind allerdings nur geringfügig schlechter mit 1o,5% bzw. 9,8%. Deutlich aus dieser Reihe heraus fällt das AR-Programm mit einem 2-SD-Wert von 25,2%.Diese starke Inhomogenität ergibt sich auch bei der Darstellung des großen Phantoms. Für die anderen drei Programme zeigt sich eine Verschlechterung der Homogenität,wobei die Werte aber noch deutlich unter denen des Ar-Programmes liegen.Ohne Schwächungskorrektur vergrößert sich der relative Fehler auf über das Doppelte,während die Steigerung für das CR- bzw PR-Programm nur knapp 4o% beträgt.
Darüberhinaus ist zu erkennen,daß eine Rekonstruktion mit einer Schichtdicke von 1,2cm in allen Fällen eine homogenere Bilddarstellung erbracht hat.
Der Einfluß,den die Ellipsengröße auf die Bilddarstellung hat,wurde für die PR-Schwächungskorrektur überprüft.Die gewählten Ellipsen hatten folgende Durchmesser:

1.Ellipse:	a=21,ocm	2.Ellipse:	a=23,4cm
	b=16,2cm		b=18,6cm
3.Ellipse:	a=25,8cm	4.Ellipse:	a=28,2cm
	b=21,ocm		b=23,4cm

Die Rekonstruktion erfolgte mit einer Schichtdicke von 1,2cm.Für alle vier Ellipsengrößen ergaben sich identische Werte für Mittelwert,Standardabweichung und relativen Fehler:

$\bar{x}$ = 1993,3 s = 274,7 rel.Fehler = 13,8%

Es zeigt sich also,daß die Wahl des Schwächungskorrekturprogrammes,nicht aber die Wahl der Ellipsengröße einen Einfluß auf die Bildhomogenität hat.

2.2.4.Leber-Milz-Phantom

Das Leber-Milz-Phantom wurde zunächst ohne zweiten Streukörper konstruiert.Es bestand nur aus dem kleinen Streukörper als "Leber" und aus einem neben diesem Streukörper plazierten,mit Aktivität gefüllten Röhrchen als"Milz". Erst in einem zweiten Versuch kam das zweite wassergefüllte Glasgefäß hinzu,in das die"Milz"eingetaucht wurde.
Die Impulszahlen in den zur Auswertung der Bilder gesetzten Regions of Interest A,B,C und das Verhältnis der Impulszahlen aus Region B und C sind in den Tabellen 9 und 1o zusammengefaßt.
Ziel des Versuches war es,zu zeigen,ob die Leber,die in diesem Versuch ein homogener Strahler war,auch homogen zur Darstellung kam.Dazu wurden die Regions B und C gesetzt-Region B über einem zentralen Anteil der "Leber", Region C über einem peripheren Anteil der "Leber".Die Impulszahlen beider Regions müßten bei einer homogenen Darstellung annäherungsweise gleich sein.
Für das Phantom ohne zweiten Streukörper wird die homogene Darstellung auch fast erreicht.Das Verhältnis Region B zu Region C liegt bei 9o%(ohne Schwächungskorrektur,mit CR-Programm)bzw.11o%(AR- und PR-Programm).
Durch Hinzufügen des zweiten Streukörpers ändern sich diese Zahlen aber deutlich.Für das WR- bzw. CR-Programm ergibt sich ein zentraler Impulszahlenabfall auf etwa 63%.Mit dem Pr-Programm steigt das Impulszahlenverhält-

	ROI A	ROI B	ROI C	ROI B / ROI C x 1oo%
WR	2259	539	6o2	89,5
AR	7364	227o	2o85	1o8,9
CR	2315	593	637	93,1
PR	7183	22o2	2oo2	1o9,9

Tab.9: Darstellung der Impulszahlen in den drei Regions of Interest für die verschiedenen Rekonstruktionsprogramme(Phantom ohne zweiten Streukörper)
ROI A: ROI über der Milz
ROI B: ROI über zentralen Bereich der Leber
ROI C: ROI über peripheren Bereich der Leber

	ROI A	ROI B	ROI C	ROI B / ROI C x 1oo%
WR	1931	886	14o1	63,2
AR	4oo9	3488	3718	93,8
CR	197o	9o9	143o	63,6
PR	5285	34o8	4226	8o,6

Tab.1o: Darstellung der Impulszahlen in den drei Regions of Interest für die verschiedenen Rekonstruktionsprogramme(Phantom mit zweiten Streukörper)

nis auf 8o,6% an,mit dem AR-Programm gar auf 93,8%.
In Abbildung 7 ist für die verschiedenen Rekonstruktionsprogramme das transversale Schichtbild des zweiten Leber-Milz-Phantoms(mit zweitem Streukörper)mit dem zugehörigen Impulszahlenrelief dargestellt.Jeder einzelne Wert des Reliefs wurde über die Impulszahlen von 9 nebeneinanderliegenden pixels gemittelt.Es zeigt sich deutlich über dem Leberphantom der Impulszahlenabfall in zentraler Richtung für das WR- und CR-Programm.Für die beiden anderen Programme ist dieser Impulszahlenabfall eindeutig geringer.Bei der AR-Rekonstruktion fällt aber eine stark inhomogene Darstellung des Leberphantoms auf.
In Abbildung 8 ist zu erkennen,wie sich die Durchführung verschiedener Schwächungskorrekturen bei einer klinischen Leber-Milz-Studie auswirkt.Ohne Schwächungskorrektur wird die Leber zu klein dargestellt.Sie weist eine sichelförmige Gestalt auf.Erst durch die Schwächungskorrektur kommen die zentralen Leberabschnitte zur Darstellung,wobei beim CR-Programm noch ein zentraler Impulszahlenabfall auszumachen ist.Bei der Rekonstruktion mit dem AR-Programm weist die Leber eine starke Inhomogenität auf.Bei der PR-Rekonstruktion fällt auf,daß die Trennung zwischen Leber und Milz auf Grund einer vermehrten Untergrund-Darstellung schlechter wird.Dies läßt sich aber mit einer vermehrten Untergrundssubtraktion ausgleichen.

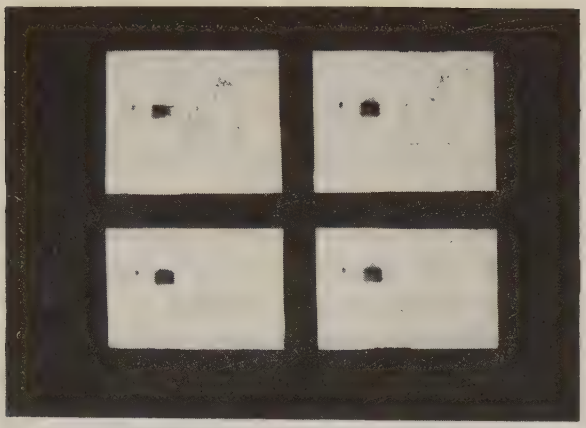

Abb.7: Darstellung des zweiten Leber-Milz-Phantoms mit zugehörigem Impulszahlenrelief für die verschiedenen Rekonstruktionsprogramme.
li.ob.: AR-Programm re.ob.: CR-Programm
li.un.: PR-Programm re.un.: WR-Programm

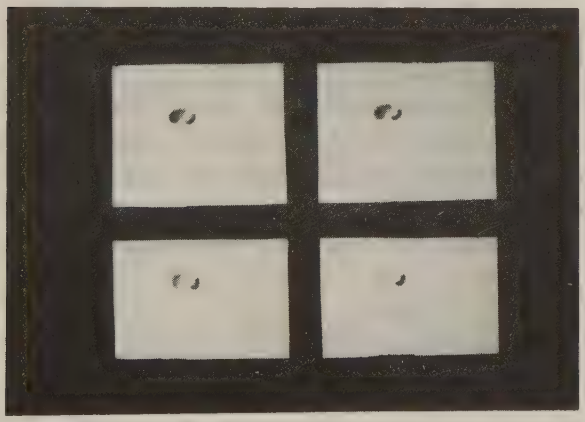

Abb.8: Darstellung einer klinischen Leber-Milz-Studie mit verschiedenen Rekonstruktionsprogrammen.
li.ob.: PR-Programm re.ob.: AR-Programm
li.un.: CR-Programm re.un.: WR-Programm

2.3. Diskussion

Aus den Versuchsergebnissen lassen sich zum einen Aussagen treffen, die die Wertigkeit der Emissionscomputertomographie gegenüber der konventionellen Szintigraphie hervorheben, zum anderen lassen sich Kriterien aufstellen, die den optimalen Einsatz des ECT-Gerätes in der nuklearmedizinischen Diagnostik ermöglichen.
Als wesentliches Ergebnis bezüglich des Parameters "räumliche Auflösung" ist die Tatsache aufzufassen, daß die Abhängigkeit der Auflösung vom Kamera-Objekt-Abstand, wie sie für die konventionelle Szintigraphie mit Parallellochkollimator besteht, im Emissionscomputertomogramm fast vollständig aufgehoben ist. Die Ergebnisse zeigen eine Zunahme im Szintigramm von o,8cm auf 1,2cm bei einer Vergrösserung des Kamera-Objekt-Abstandes von 12cm auf 18cm. Bei gleichen Bedingungen ändert sich der Wert im ECT-Bild nur um o,1cm. Dieser Unterschied läßt sich folgendermaßen erklären:
Die Auflösung in einem normalen Szintigramm, aufgenommen mit einem Parallellochkollimator, setzt sich zusammen aus einer Eigenauflösung der Gammakamera und der Kollimatorauflösung. Der mathematische Zusammenhang läßt sich durch folgende Gleichung zum Ausdruck bringen (FEINE, ZUM WINKEL):

$$b_s = \sqrt{b_k^2 + b_i^2}$$

b_s (z.B. 5o%-Bildbreite nach FWHM-Definition) steht für die System- oder Gesamtauflösung, b_i für die konstante, vom

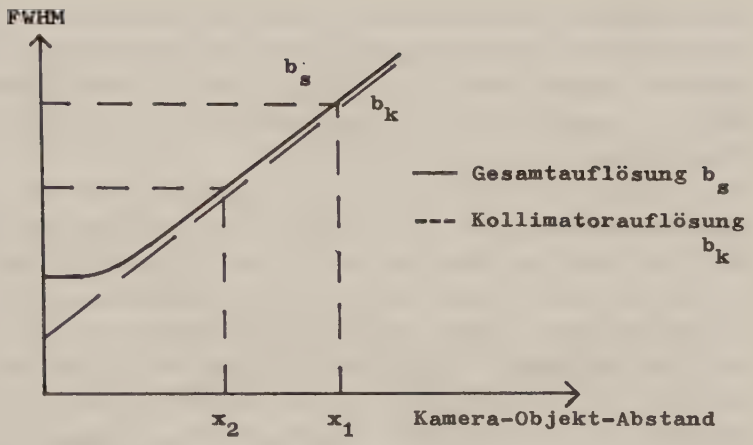

Abb.9: Gesamt- und Kollimatorauflösung in Abhängigkeit vom Kamera-Objekt-Abstand.

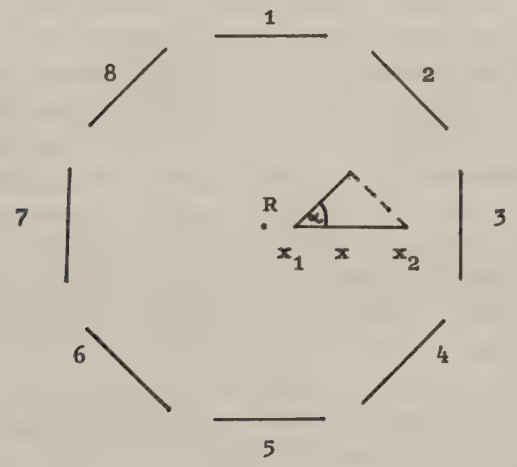

Abb.1o: Skizze einer ECT-Studie(vereinfacht dargestellt mit 8 Projektionen).
R = Rotationszentrum der Gammakamera

Kamera-Objekt-Abstand unabhängige Eigenauflösung, b_k für die Kollimatorauflösung, die linear mit dem Kamera-Objekt-Abstand zunimmt. Abbildung 9 zeigt, daß die Gesamtauflösung mit zunehmendem Abstand ebenfalls einen linearen Zusammenhang aufweist.

Für eine ECT-Studie werden 3o oder 6o Szintigramme aufgenommen. Welchen Einfluß dies auf die räumliche Auflösung hat, soll an einer Skizze erklärt werden (Abb. 1o). In der Skizze ist eine ECT-Studie vereinfacht mit nur 8 Projektionen wiedergegeben. Die Projektionen haben einen Winkelabstand von 45° zueinander. Wird in der Projektion "3" die Auflösung in den Punkten x_1 und x_2, die den Abstand x zueinander haben, bestimmt, so ergibt sich die nahezu lineare Abstandsabhängigkeit, wie sie in Abbildung 9 dargestellt und für die Punkte x_1 und x_2 eingetragen ist.

Betrachtet man die beiden Punkte in der Projektion "2", so haben sie nun den Abstand $x \cdot \cos \alpha$ zueinander, wobei α für den Winkelabstand zwischen den Symetrieachsen zweier benachbarter Projektionen steht. Somit ist auch die Änderung der räumlichen Auflösung um einen Faktor $\cos \alpha$ kleiner. Für die Projektion "1" ergibt sich eine Änderung des Abstandes um $x \cos 9o^{\circ} = o$cm und damit ein konstanter Wert für die Auflösung in den Punkten x_1 und x_2. Das ECT-Bild kann als Aufaddition der verschiedenen Projektionen verstanden werden. Die Änderung der Auflösung insgesamt ist folglich geringer als in Projektion "3".

Die Versuchsergebnisse zeigen weiterhin, daß an einem peripheren Punkt des Phantoms eine bessere Auflösung als im Phantomzentrum erreicht wird. Auch dies läßt sich mit der Skizze in Abbildung 1o erklären. Der Punkt x_2 liegt näher an den Projektionen "2", "3", "4". Es ergibt sich dort eine bessere Auflösung als im Punkt x_1.

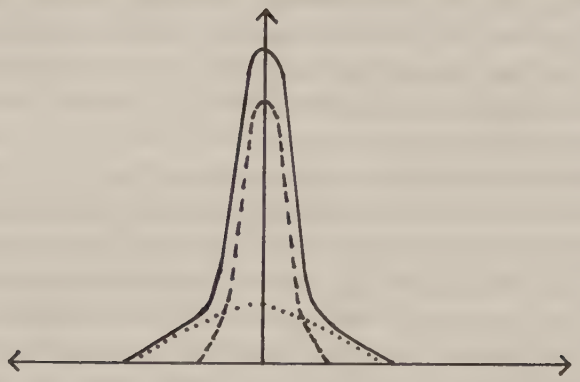

Abb.11: Bildfunktion einer Punktquelle in zwei sich gegenüberliegenden Projektionen und nach Aufaddition der Projektion

--- Projektion "3"
••• Projektion "7"
——Projektion "3" + Projektion "7"

Gleichzeitig verschlechtert sich aber die Auflösung in den Projektionen "6","7","8".Es zeigt sich aber,daß die entferntliegenden Projektionen nur einen geringen Einfluß auf die Größe der Auflösung im entstehenden ECT-Bild haben.Dies soll am Beispiel der sich gegenüberliegenden Projektionen "3" und "7" gezeigt werden.(Abb.11)

Als Maß für die räumliche Auflösung gilt die Breite der Bildfunktion einer Punktquelle.In Projektion "3" ergibt sich eine hohe schmale Bildfunktion,in Projektion "7" dagegen eine flache breite Funktion.

Durch Aufaddition beider Projektionen ergibt sich eine neue Bildfunktion,deren schmaler Anteil sich nur geringfügig von dem Profil in Projektion "3" unterscheidet. Nach der FWHM-Definition ändert sich damit das räumliche Auflösungsvermögen nur wenig.
Entsprechende Ergebnisse wurden auch von KIRCOS(1978) und JASZCZAK(1979)mitgeteilt.Jaszczak verwendete einen hochauflösenden Parallellochkollimator,Kircos einen speziell für die Emissionscomputertomographie entwickelten Kollimator,ebenfalls mit parallelen Bohrungen.Beide Autoren bestimmten die räumliche Auflösung in Abhängigkeit vom Abstand zum Rotationszentrum.Sie zeigten,daß mit einer Vergrößerung des Abstandes eine geringfügige Verbesserung der räumlichen Auflösung erzielt werden kann.In einem Abstand von 7,5cm zum Rotationszentrum ergab sich eine Verbesserung von 11,9%(Jaszczak)bzw.11,7% (Kircos).
Im Gegensatz zu Kircos und Jaszczak wurde bei den eigenen Untersuchungen nicht das Rotationszentrum sondern das Phantomzentrum als Bezugspunkt gewählt.Beide lagen genau 1cm auseinander,und zwar aus folgendem Grunde: Zur Festlegung von Rotationszentrum und -radius müssen nicht nur die Maße des Phantoms sondern auch die der Liege,auf der das Phantom steht,miteinberechnet werden. Sollen weiterhin Rotations- und Phantomzentrum übereinstimmen,so muß der Rotationsradius deutlich vergrößert werden,was zu einer schlechteren räumlichen Auflösung führt.Daher erscheint es in der Praxis sinnvoller,eine geringfügig exzentrische Lage des Phantoms bzw. des Patienten in Kauf zu nehmen,um einen möglichst geringen Rotationsradius einzuhalten.
Die Versuche mit simulierten kalten Knoten zeigen,daß die Emissionscomputertomographie bezüglich der Dar-

stellung kalter Knoten eine bessere Aussage als die konventionelle Szintigraphie zuläßt.Speicherdefekte,die im Analogbild bereits verschwinden,sind im ECT-Bild noch gut sichtbar.Dies gilt insbesondere für solche,die zentral gelegen sind und daher von darüberliegendem normalspeicherndem Gewebe überstrahlt werden.
In der Diagnostik ist dies von Bedeutung bei der Suche nach Speicherdefekten in großen Organen,z,B. in der Leber.Hier kann die emissionscomputertomographische Untersuchung eine Zusatzaussage bringen.
In den Vergleich miteinbezogen wurde auch das Rechnerszintigramm,das innerhalb der ECT-Studie aufgenommen wird.Die Ergebnisse des Rechnerbildes sind schlechter als die des Analogbildes,da die Aufnahmezeit kürzer (2o s statt 12o s),und der Aufnahmeabstand(11cm statt. 5cm)größer war.
Aus der Tatsache,daß auch das Rechnerbild schlechter als das ECT-Bild ist,ist die Schlußfolgerung zu ziehen,daß bei einer ECT-Studie das zu untersuchende Organ vollständig durchgeschichtet werden muß,um keine Information zu verlieren.
Es wurden Speicherdefekte bis zu einer Minimalgröße von 1,ocm simuliert.Obwohl Defekte dieser Größe im ECT-Bild eindeutig abgebildet wurden,und somit die Darstellungsgrenze nicht erreicht war,wurde auf eine weitere Verringerung der Knotengröße aus folgendem Grunde verzichtet: Die ECT-Bilder werden in einer 64 x 64 Bildmatrix wiedergegeben.Ein pixel hat eine Fläche von o,6cm x o,6cm. Ein o,5cm großer Defekt würde demnach exakt auf ein pixel fallen.Eine Abnahme der Impulszahl in nur einem pixel kann aber auch allein durch die Aufnahmestatistik bedingt sein.Die Ursache einer solchen Impulszahlenschwankung in einem pixel läßt sich dah r nicht verifizieren.

Die Ergebnisse stimmen überein mit denen von YAMAMATO (1982),der zeigen konnte,daß kalte Herde bis zu einem Durchmesser von 1,ocm im ECT-Bild aufgelöst wurden,während sie im konventionellen Szintigramm nicht mehr zur Darstellung kamen.
In der klinischen Studie von Yamamato zur Leber-Milz-Emissionscomputertomographie zeigte sich aber,daß nur 3 von 17 raumfordernden Prozessen,die kleiner als 2,ocm waren,im ECT nachweisbar waren(mit der konventionellen Szintigraphie konnte keiner dieser Prozesse nachgewiesen werden).Der kleinste im ECT noch aufgelöste Defekt betrug 1,6cm im Durchmesser.Allerdings machte Yamamato keine Aussage dazu,wo die nachgewiesenen Defekte in der Leber gelegen waren,ob zentral oder peripher.
Yamamato zog aus diesen Ergebnissen die Schlußfolgerung, daß derzeit die Darstellungsgrenze raumfordernder Prozesse in der Leber bei etwa 2,ocm liegt.Der Hauptgrund für die Diskrepanz zwischen den Phantomuntersuchungen und den klinischen Leber-Milz-Studien liegt nach Yamamato in der Atemverschieblichkeit der Leber.Pro Atemzyklus verschiebt sich die Leber je nach Inspirationstiefe um durchschnittlich 3cm(PLAGA,1979).Dies führt zu einem geringeren Bildkontrast.Dieser Faktor wird bei den Phantomuntersuchungen nicht berücksichtigt.
Wie bereits in Kap. 2.1.5.2. erwähnt,ist es möglich,über die Bestimmung des Bildkontrastes eine Aussage über die Darstellung kalter Knoten zu treffen.Auf diese Weise verglich JASZCZAK(1982)die Bildqualität von konventionellen und emissionscomputertomographischen Bildern.
Er bestimmte sowohl analytisch als auch experimentell Werte für den Bildkontrast.Dieser ist abhängig vom Aktivitätsverhältnis kalter Knoten zu Hintergrund,von einem Kontrastfaktor,der wiederum abhängt von der räumlichen

Auflösung und von der Größe des Defektes,von einem Streufaktor,der abhängig ist von der Breite des Energiefensters,von einem Schwächungsfaktor und schließlich von einem Überlagerungsfaktor,bedingt durch über dem Speicherdefekt liegende Gewebsschichten.
Die rechnerisch ermittelten Werte waren dabei für das ECT-Bild deutlich besser als für das konventionelle Szintigramm,wobei sich im ECT-Bild ein im ECT-Bild ein von der Lokalisation unabhängiger Bildkontrast ergab.Dieses Ergebnis konnte Jaszczak in seinen Experimenten nicht bestätigen.Hier zeigte sich ein geringerer Kontrast für zentralgelegene Speicherdefekte.Dies ist darauf zurückzuführen,daß mit den derzeit zur Verfügung stehenden Schwächungskorrekturprogrammen noch keine exakte Korrektur möglich ist.Dennoch ist bereits eine Verbesserung gegenüber dem konventionellen Szintigramm erreicht.Auch Jaszczak konnte zeigen,daß Defekte,die im konventionellen Szintigramm nicht mehr dargestellt werden,im ECT-Bild noch aufgelöst werden können.
Die beiden hier zitierten Arbeiten von Yamamato und Jaszczak bestätigen die aus den eigenen Phantomuntersuchungen bereits gezogene Schlußfolgerung,daß bei einer emissionscomputertomographischen Untersuchung der Leber,die Leber vollständig durchgeschichtet werden muß,um kleine raumfordernde Prozesse nicht zu übersehen.
Wie sich die Schwächung der Gammaquanten noch weiter auf die Bildqualität auswirkt,zeigte sich bei der durchgeführten Homogenitätsprüfung.Aus den Ergebnissen läßt sich ablesen,daß ohne Schwächungskorrektur mit größer werdendem Streumedium die mittlere Impulszahl kleiner wird,und auch die Homogenität abnimmt.Dies ist auf die Schwächung zentral emittierter Gammaquanten zurückzuführen.Am Beispiel des großen Streukörpers,dessen Maße 12,5cm x 21cm

betragen,kommen bei einer Halbwertsschichtdicke für Technetium von 4,5cm in vertikaler Richtung nur 4o%,in horizontaler Richtung gar nur 2o % der aus dem Phantomzentrum emittierten Gammaquanten ungeschwächt zur Detektion. Bereits bei dieser Größe des Streumediums kann durch eine Schwächungskorrektur eine homogenere Bilddarstellung erzielt werden.Ausgenommen werden muß hier das AR-Programm,das eine starke Inhomogenität im Streukörper erzeugt und daher für die praktische Anwendung nicht in Frage kommt,da die Impulsschwankungen eine sichere Aussage über Speicherdefekte im Objekt nicht zulassen.
Daß nicht allein die Schwächung der Gammaquanten sondern auch die Wahl des Rekonstruktionsverfahrens Einfluß auf die Homogenität des ECT-Bildes hat,zeigte DENDY(1983)in seinen Untersuchungen.Es ergab sich über einem Phantom mit homogener Aktivitätsverteilung ein stetiger Impulszahlenanstieg mit zunehmendem Abstand vom Phantomzentrum. In 11cm Abstand betrug der Impulszahlenzuwachs 1oo%.Diese Zahlen gelten für eine Gammakamera unter Verwendung der gefilterten Rückprojektion.Durch Anwendung einer iterativen Methode konnte Dendy die Impulszunahme deutlich verringern.In 11cm Abstand betrug die Zunahme nur 25%. Für die iterative Methode ist aber ein größerer Zeitaufwand erforderlich,weshalb dennoch mit der gefilterten Rückprojektion gearbeitet wird.
Darüberhinaus zeigte Dendy,daß mit einem Tomographie-Scanner eine bessere Bildhomogenität als mit einer Gammakamera ereicht wird.Bei der gleichen Versuchsanordnung wie oben ergab sich ein geringerer Impulszahlenanstieg. In 4cm Abstand zum Phantomzentrum betrug die Zunahme 7%; im Vergleich bei der Gammakamera:15%
Die Ursache dafür sieht Dendy in folgendem:Um bei tomographischen Untersuchungen eine hohe Bildqualität zu erzielen,muß der Detektor ständig parallel zur Rotations-

achse stehen,und darf sich die Position des Rotationszentrums während der Rotation nur um wenige Millimeter ändern.Diese Bedingungen sind beim Tomographie-Scanner erfüllt,da er nur für die Tomographie verwendet wird und somit in seiner Position fixiert werden kann.Anders hingegen ist es bei der Gammakamera,da sie auch für die konventionelle Szintigraphie verwendet wird und daher in ihrer Position variabel sein muß.Dies führt aber dazu, daß eine exakte Fixation der Kamera während der Rotation nicht möglich ist.Die schlechtere Bildqualität wird aber aufgewogen durch andere wesentliche Vorteile des Gammakamerasystems.Mit einer Gammakamera können mehrere nebeneinanderliegende Schichten rekonstruiert werden.So kann unter Umständen die falsche Interpretation einer Einzelschicht vermieden werden.Darüberhinaus ist es bei einer vollständigen Durchschichtung des zu untersuchenden Organs möglich,die Daten der transversalen Bilder in frontale und sagittale Schnitte umzuschichten.Die Zusammenschau aller drei Schnittebenen erleichtert die Beurteilung der Organstruktur.

Die eigenen Phantomuntersuchungen hatten ergeben,daß bei Untersuchungen in großen Streukörpern eine Schwächungskorrektur erforderlich ist.Bezüglich des Parameters "Homogenität" empfahlen sich die Korrekturprogramme CR und PR.Bei dem zuletzt konstruierten Leber-Milz-Phantom zeigte sich auch zwischen diesen beiden Programmen ein Unterschied.Der zentrale Impulszahlenabfall,wie er ohne Schwächungskorrektur verständlicherweise auftritt,wurde durch das CR-Programm nur geringfügig verringert.Mit dem PR-Programm wurde ein besseres Ergebnis erzielt.

Mit in die Beurteilung der verschiedenen Programme sollte auch die Zeit eingehen,die der Rechner für die Rekonstruktion einer Schicht mit den verschiedenen Rekonstruktionsprogrammen benötigt:

Diese Zeit ist zunächst einmal abhängig von der vorgewählten Ellipsengröße.Bei gleicher Ellipsengröße(a = b = 26,4cm)ergeben sich folgende Rekonstruktionszeiten:

WR: 1min 28sec
PR: 1min 38sec
AR: 2min 4osec
CR: 3min 15sec

Unter Berücksichtigung auch dieses Gesichtspunktes ist das PR-Programm das geeignetste Schwächungskorrekturprogramm für die routinemäßige Anwendung.
Die Phantomuntersuchungen hatten weiterhin gezeigt,daß eine genaue Bestimmung der Körpergrenzen für die Durchführung der Schwächungskorrektur nicht erforderlich ist. Eine Änderung der Ellipsengröße führte zu keiner Änderung der Impulszahlen im Bild.Demnach reicht eine grobe Angabe der Körpergrenzen aus.Dazu können Szintigramme der ECT-Studie herangezogen werden.Als Körpergrenzkoordinaten werden die Pixelnummern gewählt,in denen die Impulszahl sehr klein ist,und die somit sicher außerhalb des Körpers liegen.
Aus diesen Ergebnissen ist abzulesen,daß eine exakte Schwächungskorrektur derzeit nicht möglich ist.Die weitere Entwicklung wird dahin gehen,daß von einem konstanten Schwächungskoeffizienten abgegangen wird,und ein variabler Wert in die Korrekturberechnung eingeht,da so den Verhältnissen im Körper am ehesten entsprochen wird. Ein dafür u.a. von BUDINGER(1977)vorgeschlagenes iteratives Rechenverfahren erfordert einen noch zu großen Zeitaufwand,so daß es für die routinemäßige Anwendung nicht in Frage kommt.

Für die Umschichtung von transversalen Bilddaten in frontale und sagittale Schnitte ist eine Rekonstruktion von o,6cm dicken transversalen Schichten erforderlich.Da aber mit größerer Schichtdicke eine formgetreuere Wiedergabe kalter Knoten und eine bessere Bildhomogenität erzielt werden können,empfiehlt sich vor der Dokumentation eine Aufaddition von jeweils zwei benachbarten o,6cm dicken Schichten.Eine Vergrößerung der Schichtdicke auf 1,8cm oder mehr würde zwar eine weitere Verbesserung der Bildqualität erbringen,erscheint aber dennoch nicht sinnvoll, da die Schichtdicke den Wert der räumlichen Auflösung nicht überschreiten sollte.
Abschließend wird nun noch eingegangen auf Phantomuntersuchungen,die von ALBERT und PLAPPERT ebenfalls in der Nuklearmedizinischen Abteilung des Medizinischen Strahleninstituts Tübingen durchgeführt wurden.Sie bestimmten weitere Abbildungsparameter der Rota-Kamera.
Albert bestimmte das räumliche Auflösungsvermögen der Gammakamera für die verschiedenen Kollimatoren: High resolution,All purpose,High sensitivity.Eine Übersicht über die Ergebnisse gibt Tabelle 11.Die Versuche wurden nach der in Kap. 2.1.5.1. beschriebenen Definition durchgeführt.Es zeigt sich,daß mit dem HR-Kollimator die beste Auflösung erzielt wird.Sie liegt bei einem Kamera-Objekt-Abstand von 1ocm bei o,8cm.Für den AP-Kollimator ergibt sich eine Verschlechterung um o,1cm,für den HS-Kollimator um o,3cm.Für einen Kamera-Objekt-Abstand von 25cm ergeben sich noch größere Unterschiede:o,3cm(AP),1,1cm (HS).Bezüglich der Auflösung liegt der AP-Kollimator näher bei den Werten des HR-Kollimators.
Ein weiteres Beurteilungskriterium ist die Empfindlichkeit der Gammakamera.Dazu wurden Untersuchungen von Plappert angestellt.(Tab.12)

Kollimator	Kamera-Objekt-Abstand(cm)	Auflösungs-vermögen(cm)
High resolution	1o	o,8
HR	25	1,5
All purpose	1o	o,9
AP	25	1,8
High sensitivity	1o	1,1
HS	25	2,6

Tab.11(zit.nach Albert):Auflösungsvermögen der Rota-Kamera für verschiedene Kollimatoren und unterschiedliche Kamera-Objekt-Abstände.

Kollimator	Empfindlichkeit
High sensitivity	$2,9 \times 1o^{-4}$
All purpose	$1,6 \times 1o^{-4}$
High resolution	$o,9 \times 1o^{-4}$

Tab.12(zit.nach Plappert):Empfindlichkeit der Rota-Kamera für verschiedene Kollimatoren.

Aus der Tabelle 12 ist zu entnehmen,daß sich die Empfindlichkeit vom HR-Kollimator über den AP- zum HS-Kollimator jedesmal fast verdoppelt.
Unter Berücksichtigung der räumlichen Auflösung und der Empfindlichkeit läßt sich schlußfolgern,daß der AP-Kollimator bei Routineuntersuchungen zur Anwendung kommen sollte,da er ein nur geringfügig schlechteres Auflösungsvermögen aber eine deutlich höhere Empfindlichkeit als der HR-Kollimator aufweist.Der HS-Kollimator bietet sich wegen seiner schlechten Auflösung für die Routine nicht an.
Ein weiterer Parameter der Bildqualität ist die Homogenität des Kamerabildes,die von Plappert für die Rota-Kamera bestimmt wurde.Es ergab sich als maximale Abweichung der Impulszahlen vom Mittelwert 12% nach oben bzw. 9% nach unten.Die Kamerahomogenität wird somit von Plappert als befriedigend bezeichnet.
Auf Grund aller Ergebnisse der durchgeführten Phantomuntersuchungen lassen sich folgende Empfehlungen für die Durchführung einer ECT-Untersuchung aufstellen:

1.)Wahl eines möglichst kleinen Rotationsradius der Gammakamera
2.)Verwendung des AP-Kollimators
3.)Rekonstruktion mit Shepp-Logan-Filter
4.)Durchführung einer Schwächungskorrektur mit dem PR-Programm(bei Leber-Milz-Emissionscomputertomographie)
5.)Grobe Bestimmung der Körpergrenzen für die Schwächungskorrektur ausreichend

6.)Vollständige Durchschichtung des zu untersuchenden Organs

7.)Rekonstruktion mit einer Schichtdicke von einem pixel = o,6cm

8.)Umschichtung der transversalen Bilder in frontale und sagittale Schnitte

9.)Dokumentation aller Schichten nach Aufaddition von jeweils zwei benachbarten Schichten

3.Klinische Untersuchungen

Im zweiten Teil der Arbeit wird über bisher vorliegende Untersuchungsergebnisse zur Leber-Milz-Emissionscomputertomographie berichtet.Es wird versucht,an Hand dieser Ergebnisse zu folgenden Fragen Stellung zu nehmen:

1.)Welchen Stellenwert kann diese noch junge nuklearmedizinische Untersuchungsmethode im Vergleich zu anderen nicht-invasiven technischen Untersuchungsverfahren in der Leber-Milz-Diagnostik einnehmen?
2.)In wieweit kann die Leber-Milz-Emissionscomputertomographie die konventionelle Szintigraphie als nuklearmedizinisches Routineverfahren ablösen?

Als wichtige nicht-invasive technische Untersuchungsverfahren in der Leber-Milz-Diagnostik sind die Sonographie und die Transmissionscomputertomographie(TCT)zu nennen. Beide Verfahren werden in einen Vergleich mit dem ECT einbezogen.

3.1. Material und Methoden

3.1.1.Patientendaten

Die klinische Studie umfaßt 69 Patienten,bei denen im Zeitraum von September 1981 bis September 1983 an der Nuklearmedizinischen Abteilung des Medizinischen Strahleninstitutes Tübingen ein Leber-Milz-Emissionscomputer-

tomogramm angefertigt worden ist.Wie aus der Zahl ersichtlich ist,wurden nicht alle Patienten,die in diesem Zeitraum zur Leber-Milz-Szintigraphie kamen,auch emissionscomputertomographisch untersucht.Die Auswahl der Patienten erfolgte aber nicht nach einem vorgewählten Kriterium,sondern dies hatte in der Regel organisationstechnische Gründe,da die Rota-Kamera des ECT-Gerätes auch für konventionelle Szintigraphie geeignet ist,und diese Möglichkeit in der Nuklearmedizinischen Abteilung genutzt wird.So konnte nur dann zusätzlich ein Emissionscomputertomogramm angefertigt werden,wenn die Gammakamera nicht unmittelbar für eine weitere Routineuntersuchung benötigt wurde.

Die Daten dieser Patienten,insbesondere Diagnosen und Ergebnisse weiterer Untersuchungen,wurden aus den jeweiligen Krankenakten entnommen.

Von den 69 Patienten waren 37 männlichen und 32 weiblichen Geschlechts.Die Altersverteilung ergibt sich aus Tabelle 13.Der jüngste Patient war gerade 22 Tage alt, der älteste 77 Jahre.Über die Hälfte der Patienten(55%) waren zum Zeitpunkt der Untersuchung älter als 5o Jahre.

Bei den jungen Patienten war die häufigste Indikation zur szintigraphischen Untersuchung ein vorausgegangenes stumpfes Bauchtrauma mit Verdacht auf Leber- und/oder Milzruptur.

Bei den älteren Patienten ging es vorwiegend um Abklärung bezüglich Lebermetastasierung bei bekannter maligner Grunderkrankung.So bestand bei den über 5o-jährigen Patienten in 23 von 38 Fällen der Verdacht auf Lebermetastasierung.Tabelle 14 gibt einen Überblick über die Häufigkeit der einzelnen Indikationen zur szintigraphischen Untersuchung.

Altersstufen	Anzahl der Patienten absolut	%
o - 1o	7	1o,1
11 - 2o	7	1o,1
21 - 3o	4	5,8
31 - 4o	5	7,3
41 - 5o	8	11,6
51 - 6o	17	24,6
61 - 7o	14	2o,3
71 - 8o	7	1o,1

Tab.13: Altersverteilung der 69 in die Studie aufgenommenen Patienten

Indikationen	absolut	%
V.a.Metastasen	39	56,5
V.a.unklare Raumforderung	8	11,6
Milz(funktions)nachweis	7	1o,1
V.a.Leber- oder Milzhämatom	6	8,7
V.a.Milzinfarkt	4	5,8
V.a.Leberabszeß	2	2,9
V.a.Leber-(Milz-)venenthrombose	2	2,9
V.a.Sarkoidose der Leber	1	1,5

Tab.14: Häufigkeit der einzelnen Indikationen für die szintigraphische Untersuchung

Bei 43 Patienten war eine maligne Grunderkrankung bekannt. Bei 9 Patienten lag in der Vorgeschichte ein Unfallereignis vor mit stumpfem Bauchtrauma. Screening-Untersuchungen ergaben bei 7 Patienten einen auffälligen Leberbefund, der szintigraphisch weiter abgeklärt wurde. (Tab.15)

Grundkrankheit	absolut	%
Maligner Tumor	43	62,3
davon:		
Harnblasen-Ca	1o	14,5
Mamma-Ca	5	7,3
Hypernephrom	4	5,8
Hodgkin/Non-Hodgkin	4	5,8
Magen-Ca	3	4,3
Schilddrüsen-Ca	3	4,3
Bronchial-Ca	3	4,3
Nebennieren-Ca	2	2,9
Oesophagus-Ca	1	1,5
Gallengangs-Ca	1	1,5
Pankreaskopf-Ca	1	1,5
Vipom	1	1,5
Mundboden-Ca	1	1,5
Neuroblastom	1	1,5
Fibrosarkom	1	1,5
Yolksac-Tumor	1	1,5
Osteomyelofibrose	1	1,5
(Fortsetzung)		

Grundkrankheit	absolut	%
(Fortsetzung)		
Unfall	9	13,o
Screening	7	1o,1
V.a.Milzinfarkt ohne Vorerkrankung der Milz	2	2,9
unklare Hepatitis mit V.a.Leberabszeß	2	2,9
V.a.Echinococcus	2	2,9
Sarkoidose	1	1,5
V.a.Milzvenenthrombose	1	1,5
Milzspeicherkrankheit	1	1,5
situs inversus	1	1,5

Tab.15: Übersicht über die Grundkrankheiten der 69 in die Studie aufgenommenen Patienten

3.1.2.Durchgeführte technische Untersuchungen

Die Durchführung der szintigraphischen Untersuchung erfolgte bei allen Patienten in der Nuklearmedizinischen Abteilung des Medizinischen Strahleninstituts Tübingen. Als radioaktive Substanz wurde ein mit ^{99m}Tc markiertes Schwefelkolloid verwendet.Die applizierte Aktivität reichte von o,15 mCi(bei 22 Tage altem Säugling)bis

4,omCi.In der Regel wurde bei Erwachsenen 3mCi ^{99m}Tc TSK injiziert.Zunächst wurde dann bei allen Patienten mit der Gammakamera des in Kap. 2.1.1. beschriebenen ECT-Gerätes unter Verwendung des AP-Kollimators ein Leber-Milzszintigramm aus vier verschiedenen Sichten(ventral,rechts lateral,dorsal,links lateral)aufgenommen.Es handelte sich dabei jeweils um ein impulszahlenbegrenztes Analogbild. Die Impulszahlengrenze richtete sich nach der vorgewählten Bildgröße.
Im Anschluß wurde dann die ECT-Untersuchung durchgeführt. Bei der Leber-Milz-Emissionscomputertomographie werden während der 36o°-Rotation der Kamera in Winkelabständen von je 6° 6o 2os-Bilder registriert und im Rechner gespeichert.Die Kamera startet aus der horizontalen Position unter der Patientenliege(o°-Position).
Die Rekonstruktion der Studien erfolgte mit dem Shepp-Logan-Filter und dem PR-Schwächungskorrekturprogramm.Die Leber wurde in o,6cm-Schritten vollständig durchgeschichtet.Nach der Rekonstruktion-die Rechenzeit betrug durchschnittlich 3omin -erfolgte die Umschichtung der transversalen Bilddaten in frontale und sagittale Schnitte. Jeweils zwei benachbarte Schichten wurden aufaddiert und unter Angabe der Schichtposition auf Röntgenfilm dokumentiert.
Eine so ausgewertete ECT-Studie ohne pathologischen Befund ist in Abbildung 12 zu sehen.Abbildung 13 zeigt eine ECT-Studie mit pathologischem Befund.Zu erkennen ist eine große solitäre Lebermetastase im dorsalen Anteil des rechten Leberlappens mit Bezug zum Hilus bei hypernephroidem Carcinom.
Wie in der Einleitung erwähnt,wurde ein Vergleich zur Sonographie und zur Transmissionscomputertomographie angestellt.Die entsprechenden Befunde wurden den Krankenakten entnommen.

Abb.12: Leber-Milz-ECT-Studie ohne pathologischen Befund;von oben nach unten:transversale,frontale und sagittale Schichten mit Angabe der jeweiligen Schichtposition.

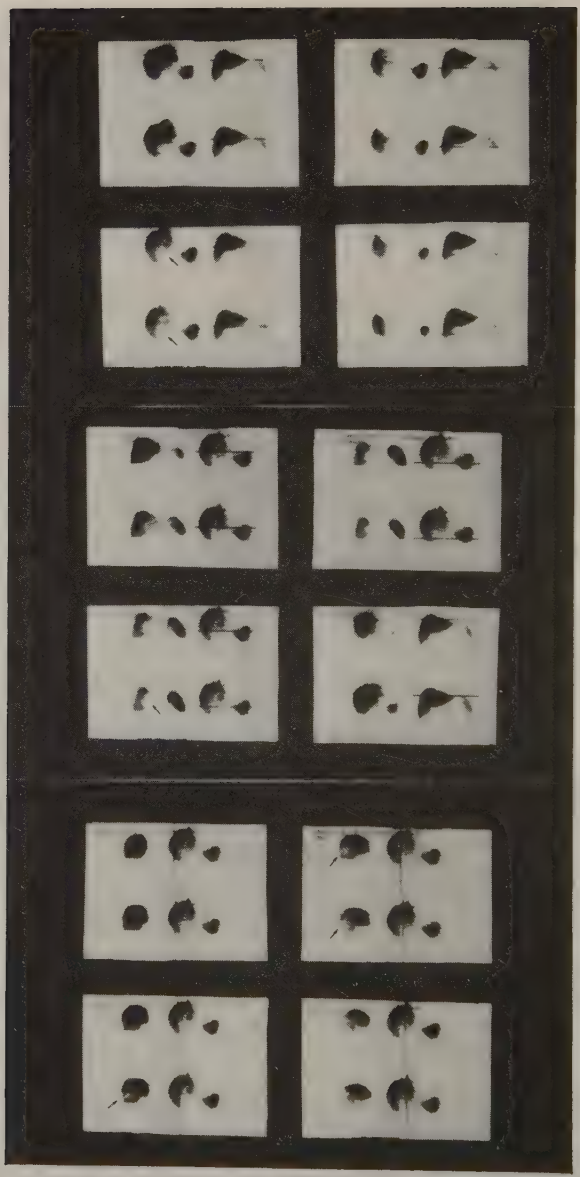

Abb.13: Leber-Milz-ECT-Studie;Befund:solitäre Lebermetastase(Pfeil);transversale,frontale und sagittale Schichten mit Angabe der jeweiligen Schichtposition.

Bei 57 Patienten lag ein Sonographiebefund vor.Da die Patienten aus verschiedenen Kliniken,auch außerhalb Tübingens kamen,und die Sonographien dort durchgeführt wurden,kann davon ausgegangen werden,daß für die Untersuchungen unterschiedliche Geräte verwendet wurden.Im Idralfall hätte die Sonographie am gleichen Tag wie die szintigraphische Untersuchung stattfinden sollen.Dies war aber nur in zwei Fällen geschehen.Bei 3o Patienten betrug der Abstand zwischen beiden Untersuchungen aber weniger als 7 Tage.Nur in 5 Fällen lagen die beiden Untersuchungen länger als zwei Monate auseinander.Bei diesen Patienten ergaben sich aber übereinstimmende Ergebnisse,so daß sie in den Vergleich miteinbezogen wurden.

Bei 31 Patienten war zudem ein Transmissionscomputertomogramm angefertigt worden.Diese Untersuchungen wurden mit wenigen Ausnahmen am Medizinischen Strahleninstitut Tübingen durchgeführt.Bei 2 Patienten erfolgte die Untersuchung am gleichen Tag,bei 12 Patienten innerhalb einer Woche.Auch hier betrug der Abstand zur szintigraphischen Untersuchung in 5 Fällen länger als 2 Monate. Da die Befunde sowohl mit dem ECT als auch mit der Sonographie übereinstimmten,wurden sie auch in den Vergleich miteinbezogen.

3.1.3.Befundauswertung

Es wurde versucht,die Befunde der verschiedenen Untersuchungsmethoden als unauffällig oder pathologisch einzuordnen.War diese Festlegung nicht möglich,so wurde der Befund als fraglich positiv bezeichnet.Es ergaben

sich so drei Befundkategorien:

" + " : eindeutig pathologischer Befund

"(+)" : fraglich positiver Befund

" - " : eindeutig unauffälliger Befund

Auf eine weitere Differenzierung unauffälliger bzw. pathologischer Befunde wurde verzichtet.Da die fraglich positiven Befunde dem Kliniker nicht zur Diagnosesicherung beitragen,wurden sie in diesem Vergleich jeweils als falsch positiv bzw. als falsch negativ eingestuft.

3.1.4.Diagnosesicherung

Eine endgültige Diagnose wurde dann gestellt,wenn mindestens zwei der drei verschiedenen Untersuchungsmethoden -Szintigraphie(ECT),Sonographie,Transmissionscomputertomographie-übereinstimmende Ergebnisse erbrachten.War dies nicht der Fall,so konnte in einigen Fällen auf weitere zur Diagnosesicherung durchgeführte Untersuchungen zurückgegriffen werden.Bei 5 Patienten war eine Laparoskopie,bei 2 Patienten eine Leberblindpunktion durchgeführt worden.In 3 Fällen konnte dabei histologisch ein vorher unklarer pathologischer Befund gesichert werden.Eine bei 3 Patienten durchgeführte Angiographie ergab zweimal ein klar positives Ergebnis.Durch Operation konnte bei einem Patienten der Verdacht auf Echinococcus-Befall der Leber bestätigt werden.In einem Fall ergab die Sektion die Bestätigung der klinischen Verdachtsdiagnose.
Bei 7 Patienten wurde eine Serumspiegelbestimmung von

α-Fetoprotein(α-FP)bzw. Carcinoembryonalen Antigen(CEA) durchgeführt.In einem Fall konnte durch Bestimmung des Echinococcus-Titers die Diagnose gesichert werden.
Bei 4 Patienten konnte erst durch eine Kontrolluntersuchung eine endgültige Diagnose gestellt werden.Bei diesen Untersuchungen handelte es sich um Kontrollsonographien,die im Abstand von einigen Wochen zur Erstuntersuchung durchgeführt wurden,und die davon abweichende Ergebnisse erbrachten.
Nach diesem Vorgehen konnte bei 59 der 69 Patienten eine endgültige Diagnose gestellt werden.In 31 Fällen ergab sich ein unauffälliger,in 28 Fällen ein pathologischer Befund.Am häufigsten,nämlich bei 9 Patienten,wurde die Diagnose "Lebermetastasen" gestellt.Jeweils dreimal wurde ein Leberhämangiom bzw, eine Leberzirrhose diagnostiziert.Bezüglich der Milz waren mit je drei Fällen "Milzinfarkt" und "Milzregenerat bzw.Nebenmilz" die am häufigsten gestellten Diagnosen.(Tab.16)
Aus Tabelle 16 ist ersichtlich,daß für 28 Patienten 3o positive Diagnosen aufgeführt sind.Dies ist dadurch zu erklären,daß bei einem Patient sowohl Lebermetastasen als auch eine Leberzirrhose nachgewiesen wurden.Bei einem weiteren Patient wurde ebenfalls eine Leberzirrhose diagnostiziert.Eigentlich bestand Verdacht auf Lebermetastasen.Dies war auch der Untersuchungsgrund.Da sich dieser Verdacht nicht bestätigte,wurde der Befund als negativ eingeordnet.Die Leberzirrhose ist als Nebenbefund aufgeführt.
Auf den folgenden Seiten sind die Daten der 69 in die Studie aufgenommenen Patienten tabellarisch aufgeführt: Alter und Geschlecht;Untersuchungsgrund;Befunde von Szintigraphie,ECT,Sonographie und TCT;darüberhinaus durchgeführte Untersuchungen;endgültige Diagnose(wenn möglich)

Diagnosen	absolut	%
Negativ	31	52,5
Positiv	28	47,5
davon:		
Lebermetastasen	9	32,1
Leberhämangiom	3	1o,7
Leberzirrhose	3	1o,7
Echinococcus der Leber	2	7,1
Leberadenom bzw. fokale Hyperplasie	1	3,6
Leberzyste	1	3,6
Leberabszeß	1	3,6
Leberhämatom	1	3,6
Milzinfarkt	3	1o,7
Milzregenerat/Nebenmilz	3	1o,7
Milzhämatom	2	7,1
rechts dorsal gelegene Milz bei situs inversus	1	3,6

Tab.16: Übersicht über die gesicherten Diagnosen und deren Häufigkeit bei n = 59 Patienten

Patient	Grund für die Untersuchung	BEFUNDE SZINTI	ECT	SONO	TCT	weitere Untersuchungen	endgültige Diagnose
47J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	+	0	Kontrollsono:-	Ø Lebermetastasen bei Mamma-Ca
7oJ.,m.	V.a.Milzve-nenthrombose	-	-	-	0		Ø Milzvenen-thrombose
75J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Hypernephrom
14J.,w.	stumpfes Bauchtrauma	+	+	-	0	Kontrollsono:+	Milzhämatom
22T.,m.	Milz-darstellung	(+)	+	-	0	Kontrollsono:+	Milz rechts dorsal bei situs inversus
8J.,m.	stumpfes Bauchtrauma	-	-	-	0		Ø Milz- oder Leberhämatom
57J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Bronchial-Ca
63J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Mamma-Ca
57J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	+	+		Lebermetastasen bei Harnblasen-Ca

Patient	Grund für die Untersuchung	SZINTI	BEFUNDE ECT	SONO	TCT	weitere Untersuchungen	endgültige Diagnose
53J.,w.	Screening	+	+	+	+	Laparosk.:(+) Histologie:(+)	thrombosiertes Leberhämangiom
41J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	+	+	Laparosk.:(+) Histologie:+ Sektion:+	Lebermetastasen bei Gallengangs-Ca
56J.,m.	Screening	+	+	+	-	Laparosk.:+ Histologie:+ Angiogr.:+	thrombosiertes Leberhämangiom
52J.,m.	V.a.Leber-metastasen	+	+	+	+		Lebermetastasen bei Hypernephrom
63J.,m.	V.a.Milz-infarkt	+	+	-	+		frischer Milzinfarkt
61J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	0	-		Ø Lebermetastasen bei Harnblasen-Ca
5oJ.,m.	V.a.Leber-metastasen	+	+	+	-	Leberblind.:- CEA:+	Lebermetastasen bei Oesophagus-Ca,Leber-zirrhose
66J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Magen-Ca
41J.,m.	V.a.Leber-metastasen	(+)	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Mundboden-Ca

Patient	Grund für die Untersuchung	BEFUNDE SZINTI	ECT	SONO	TCT	weitere Untersuchungen	endgültige Diagnose
62J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Magen-Ca
55J.,m.	V.a.Leber-metastasen	(+)	(+)	-	0		Ø sicherer Metastasennachweis bei Harnblasen-Ca
39J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	0	0		Ø sicherer Metastasenausschluß bei Struma maligna
26J.,w.	V.a.Milz-regenerat	+	+	+	+		Milzregenerate n. Splenektomie bei M.Hodgkin
31J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Non-Hodgkin-L.
74J.,w.	V.a.Leber-metastasen	(+)	-	-	-		Ø Lebermetastasen bei Hypernephrom
56J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Magen-Ca
4J.,w.	V.a.Leber-metastasen	+	+	+	+	α-FP:-	Lebermetastasen bei Yolksac-Tumor
39J.,m.	V.a.Milz-infarkt	-	-	-	-		kein Milz-infarkt

Patient	Grund für die Untersuchung	BEFUNDE SZINTI	ECT	SONO	TCT	weitere Untersuchungen	endgültige Diagnose
65J.,m.	V.a.Leber-metastasen	+	+	+	+	Leberblind.:+	Lebermetastasen bei Hypernephrom
69J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	-		Ø Lebermetastasen bei Struma maligna
65J.,w.	V.a.Leber-metastasen	+	+	0	+		Lebermetastasen bei Struma maligna
62J.,w.	V.a.Milz-infarkt	+	+	+	0	Spleno-portogr.:+	Alter Milzinfarkt Splenomegalie Osteomyelofibrose
43J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	(+)		Ø Lebermetastasen bei Non-Hodgkin-L.
46J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Harnblasen-Ca
58J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	(+)	-	α-FP,CEA:- Laparosk.:-	Ø Lebermetastasen bei Nebennieren-Ca
61J.,w.	V.a.Leber-metastasen	+	+	-	+	Kontrollsono:+	Lebermetastasen bei Vipom
5oJ.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	-		Ø Lebermetastasen bei Mamma-Ca

Patient	Grund für die Untersuchung	BEFUNDE SZINTI	ECT	SONO	TCT	weitere Untersuchungen	endgültige Diagnose
77J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Harnblasen-Ca
6J.,m.	stumpfes Bauchtrauma	-	-	-	0		Ø Milzhämatom
13J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	-		Ø Lebermetastasen bei Neuroblastom
2J.,m.	V.a.Leber-abszeß	+	+	+	0		Leberabszeß
53J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	0	0		Ø sicherer Metas-tasenausschluß bei Bronchial-Ca
11J.,m.	stumpfes Bauchtrauma	+	+	+	+		Leberhämatom
58J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	-	CEA:-	Ø Lebermetastasen bei Mamma-Ca
49J.,w.	V.a.Leber-abszeß	-	-	-	-	Laparosk.:- Echino.-Ti.:-	kein Leberabszeß unspez.Hepatitis
63J.,w.	Screening	-	-	+	+		Leberzyste

Patient	Grund für die Untersuchung	BEFUNDE SZINTI	ECT	SONO	TCT	weitere Untersuchungen	endgültige Diagnose
74J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Harnblasen-Ca
31J.,w.	Screening	+	+	+	+	-FP:-	Fokale Hyperplasie/ Leberadenom
57J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Harnblasen-Ca
51J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Harnblasen-Ca
6J.,m.	stumpfes Bauchtrauma	-	-	-	0		Ø Milz- oder Leberhämatom
71J.,w.	V.a.Leber-metastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Fibrosarkom
73J.,w.	V.a.Leber-metastasen	+	+	-	+		Lebermetastasen bei Pankreaskopf-Ca
15J.,m.	V.a.Milz-infarkt	+	+	-	0	Coeliacog.:(+)	Milzinfarkt bei Splenomegalie (Speicherkrankheit)
48J.,m.	V.a.Leber-metastasen	-	-	(+)	-		Ø Lebermetastasen bei Bronchial-Ca

Patient	Grund für die Untersuchung	BEFUNDE SZINTI	ECT	SONO	TCT	weitere Untersuchungen	endgültige Diagnose
5oJ.,m.	Screening	+	+	+	0	CEA:- -FP:-	Leberzirrhose,kein Tumor nachweisbar
44J.,m.	V.a.Echinoco. der Leber	+	+	0	0	Operation:+	Echinococcus der Leber
27J.,w.	V.a.M.Boeck der Leber	-	-	0	0		Ø sicherer Ausschluß d.Leberbeteiligung
24J.,m.	Milznachweis	+	+	0	0		+ Milzfunktion n. autologer Milztransplantation
6J.,w.	Milznachweis	-	-	0	0		Milz nach Ruptur entfernt
14J.,m.	V.a.Milzruptur	+	+	+	0		abgekapselte Milzruptur
28J.,m.	Milznachweis	+	+	+	+		Milzregenerat n. Splenektomie bei M.Hodgkin
75J.,m.	V.a.Lebermetastasen	(+)	(+)	0	0		Ø sicherer Metastasennachweis bei Harnblasen-Ca
4oJ.,w.	Milznachweis	+	+	+	+		Milzregenerat n. Splenektomie bei M.Cusching

Patient	Grund für die Untersuchung	BEFUNDE SZINTI	ECT	SONO	TCT	weitere Untersuchungen	endgültige Diagnose
59J.,m.	Screening	+	+	+	+		Thrombosiertes Leberhämangiom
65J.,w.	Screening	+	+	0	0		V.a.Leberdurchblutungsstörung
59J.,w.	V.a.Lebermetastasen	-	-	-	0		Ø Lebermetastasen bei Mamma-Ca
76J.,m.	V.a.Lebermetastasen	-	-	0	0		Ø sicherer Metastasenausschluß bei Harnblasen-Ca
14J.,m.	V.a.Echinoco. der Leber	+	+	+	+	Echino.-Ti.:+	Echinococcus der Leber
17J.,m.	Milzdarstellung	+	+	0	0		funktionsfähiges Milzreimplantat

3.1.5. Vergleichsparameter

Um einen quantitativen Vergleich der einzelnen Untersuchungsmethoden anstellen zu können, wurden folgende Parameter bestimmt:

- -Konkordanz: Anzahl der Fälle (in %), in denen zwei Untersuchungsmethoden zu übereinstimmenden Ergebnissen kommen, unabhängig von der Richtigkeit der Ergebnisse.
- -Treffsicherheit: Anzahl der richtig positiven und richtig negativen Diagnosen, bezogen auf die Gesamtzahl der Diagnosen.
- -Sensitivität: Anzahl der richtig positiven Diagnosen, bezogen auf die Gesamtzahl der positiven Diagnosen.
- -Spezifität: Anzahl der richtig negativen Diagnosen, bezogen auf die Gesamtzahl der negativen Diagnosen.

Zusätzlich wurden für die Parameter Treffsicherheit, Sensitivität, und Spezifität die zugehörigen 95%-Konfidenzintervalle berechnet.

$$95\%\text{-Konfidenzintervall} = (\hat{p} \pm 1{,}96\ s)$$

$\hat{p}$ steht für den Schätzwert z.B. der Sensitivität, der sich aus den vorliegenden Daten berechnen läßt. s ist die Standardabweichung, die sich berechnet als

$$s = (\widehat{var}\ \hat{p})^{\frac{1}{2}}$$

$\widehat{Var}\ \hat{p}$ ist der Schätzwert der Varianz von $\hat{p}$. Sie berechnet sich folgendermaßen:

$$\widehat{Var}\ \hat{p} = \frac{\hat{p}(1-\hat{p})}{n}$$

n ist die Gesamtzahl der für die Berechnung von $\hat{p}$ herangezogenen Fälle.

3.1.6. Vergleichsgruppen

Da nur für 29 Patienten Ergebnisse aller vier Untersuchungsmethoden vorlagen, wurden folgende Einzelvergleiche angestellt:

- Vergleich: ECT-Szintigraphie

  Anzahl der Vergleichsfälle: 69

- Vergleich: ECT-Szintigraphie-Sonographie

  Anzahl der Vergleichsfälle: 57

- Vergleich: ECT-Szintigraphie-TCT

  Anzahl der Vergleichsfälle: 31

- Vergleich: ECT-Szintigraphie-Sonographie-TCT

  Anzahl der Vergleichsfälle: 29

3.2. Ergebnisse

3.2.1. Vergleich: ECT-Szintigraphie

Für die 69 Patienten,bei denen sowohl ein ECT als auch ein Szintigramm angefertigt worden war,ergaben sich bezüglich der Übereinstimmung der Befunde folgende Ergebnisse:

Befunde:

beide negativ	: 38 Fälle
beide positiv	: 26 Fälle
beide fraglich positiv	: 2 Fälle
beide nicht übereinstimmend	: 3 Fälle

Nach dieser Einteilung der Befunde beträgt die Konkordanz 95,7%.In den drei nicht übereinstimmenden Fällen wurde jeweils mit dem ECT die richtige Diagnose gestellt.
Wird die Übereinstimmung auch auf die Ausdehnung und die Deutlichkeit des dargestellten Befundes bezogen,so ergeben sich fünf weitere diskonkordante Fälle.Die Konkordanz sinkt auf 88,4%.Auf diese Fälle wird weiter unten noch eingegangen.
Bei 59 der 69 Patienten konnte eine endgültige Diagnose gestellt werden,so daß deren Daten zur Berechnung von Treffsicherheit,Sensitivität und Spezifität herangezogen werden Konnten(Tab.17).
Da,wie aus Tabelle 14 in Kap.3.1.1. ersichtlich,sehr viele unterschiedliche Verdachtsdiagnosen bestanden,wurde das Patientenkollektiv in einem zweiten Schritt auf die Verdachtsdiagnose "unklarer raumfordernder Prozeß der Leber bzw. Milz" eingeschränkt(Tab.18).In diesem Kollektiv waren noch 52 Patienten enthalten.Dabei bestand bei 34 Patienten Verdacht auf Lebermetastasierung.Diese 34

ECT	SZINTIGRAMM	
25	24	richtig positiv
—	2	falsch positiv
31	29	richtig negativ
3	4	falsch negativ

Tab.17a: Anzahl der richtig/falsch positiven und negativen Befunde von ECT und Szintigramm unter Berücksichtigung aller Verdachtsdiagnosen (n = 59).

ECT	SZINTIGRAMM	
94,9% (89,3%-100%)	89,8% (82,1%-97,5%)	Treffsicherheit n = 59
89,3% (76,9%-100%)	85,7% (72,7%-98,7%)	Sensitivität n = 28
100%	93,5% (84,8%-100%)	Spezifität n = 31

Tab.17b: Werte für Treffsicherheit, Sensitivität und Spezifität unter Angabe der jeweiligen 95%-Konfidenzintervalle für ECT und Szintigramm unter Berücksichtigung aller Verdachtsdiagnosen.

ECT	SZINTIGRAMM	
2o	2o	richtig positiv
—	2	falsch positiv
29	27	richtig negativ
3	3	falsch negativ

Tab.18a: Anzahl der richtig/falsch positiven und negativen Befunde von ECT und Szintigramm unter Berücksichtigung der Verdachtsdiagnosen "unklarer raumfordernder Prozeß der Leber bzw. Milz"(n = 52).

ECT	SZINTIGRAMM	
94,2% (87,8%-1oo%)	9o,4% (82,4%-98,4%)	Treffsicherheit n = 52
87,o% (73,3%-1oo%)	87,o% (73,3%-1oo%)	Sensitivität n = 23
1oo%	93,1% (83,9%-1oo%)	Spezifität n = 29

Tab.18b: Werte für Treffsicherheit,Sensitivität und Spezifität unter Angabe der jeweiligen 95%-Konfidenzintervalle für ECT und Szintigramm unter Berücksichtigung der Verdachtsdiagnosen"unklarer raumfordernder Prozeß der Leber bzw. Milz.

ECT	SZINTIGRAMM	
7	7	richtig positiv
–	2	falsch positiv
25	23	richtig negativ
2	2	falsch negativ

Tab.19a: Anzahl der richtig/falsch positiven und negativen Befunde von ECT und Szintigramm unter Berücksichtigung der Verdachtsdiagnose "Lebermetastasen" (n = 34).

ECT	SZINTIGRAMM	
94,1% (86,2%-100%)	88,2% (72,4%-99,0%)	Treffsicherheit n = 34
77,8% (50,6%-100%)	77,8% (50,6%-100%)	Sensitivität n = 9
100%	92,0% (81,4%-100%)	Spezifität n = 25

Tab.19b: Werte für Treffsicherheit, Sensitivität und Spezifität unter Angabe der jeweiligen 95%-Konfidenzintervalle für ECT und Szintigramm unter Berücksichtigung der Verdachtsdiagnose "Lebermetastasen".

Patienten bildeten das größte Kollektiv mit einheitlicher Diagnose.Für dieses Kollektiv wurde ebenfalls Treffsicherheit,Sensitivität und Spezifität bestimmt(Tab.19).

Es ergibt sich für das ECT eine höhere Treffsicherheit als für das konventionelle Szintigramm.Für alle drei Diagnosengruppen liegt der Wert für das ECT konstant bei etwa 94%,während die Werte für das Szintigramm zwischen 88% und 9o% schwanken.Beide Untersuchungsmethoden erzielen hohe Sensitivitätswerte,wobei das ECT in Gruppe 1 mit 89,3% höher liegt als das Szintigramm mit 85,7%.In Gruppe 2 und 3 erreichen beide Untersuchungen den gleichen Wert,87,o% bzw. 77,8%.Der Unterschied in Gruppe 1 ergibt sich dadurch,daß bei einem Patient,einem 22 Tage alten Säugling mit situs inversus,die Frage,ob überhaupt eine funktionsfähige Milz angelegt war,im Szintigramm nicht beantwortet werden konnte,während das ECT die Milz eindeutig getrennt von der Leber zur Darstellung brachte. Auffallend ist der Abfall der Sensitivität von Gruppe 1 zu Gruppe 3,der für das ECT fast 12% beträgt.Dies läßt sich folgendermaßen erklären: In Gruppe 1 sind Patienten enthalten,bei denen die Milz der eigentliche Untersuchungsgrund war.So bestand bei 4 Patienten Verdacht auf Milzinfarkt.Es ergaben sich dabei szintigraphisch drei richtig positive und eine richtig negative Diagnose.Bei den anderen Patienten ging es um die Fragestellung,ob eine Nebenmilz oder ein Milzregenerat nach Milzexstirpation vorlag.Auch in diesen Fällen konnte jeweils eine richtig positive Diagnose gestellt werden.So läßt sich für dies Patientengruppe eine Sensitivität von 1oo% errechnen,was erklärt,weshalb in Gruppe 1 und 2 höhere Sensitivitätswerte als in Gruppe 3 erzielt werden. Bezüglich der Spezifität zeigt sich,daß die ECT-Untersuchung für diesen Parameter den Maximalwert von 1oo% erreicht,d.h. bei keinem Patienten wurde ein falsch

positiver Befund erhoben,während dies für das konventionelle Szintigramm zweimal der Fall war.Die Spezifität liegt hier bei ungefähr 93%.
Unter Berücksichtigung der 95%-Konfidenzintervalle muß aber gesagt werden,daß die Signifikanz dieser Unterschiede nicht bewiesen werden konnte.
An Hand von Fallbeispielen wird nun noch einmal auf die oben gezeigten Unterschiede zwischen ECT und Szintigramm eingegangen.Zunächst die beiden falsch positiven Befunde im Szintigramm: Im ersten Fall erschien die Leber aus rechts seitlicher Sicht im Szintigramm auffällig.Eine Raumforderung konnte nicht sicher ausgeschlossen werden. In der anschließend durchgeführten ECT-Untersuchung ergab sich ein unauffälliges Bild der Leber.Die Unregelmäßigkeit im rechts seitlichen Bild konnte auf eine stark ausgeprägte Segmentierung des rechten Leberlappens zurückgeführt werden.
Im zweiten Fall fiel im Szintigramm eine unregelmäßige obere Leberkontur sowie eine unregelmäßige Struktur des linken Leberlappens auf.Der linke Leberlappen war aus anteriorer Sicht nicht von der Milz abgrenzbar.(Abb.14) Im ECT-Bild zeigte sich dann,daß es sich hierbei um ein unverdächtiges Projektionsphänomen bei abgeknickter Milz handelte.
Falsch negative Befunde hatten sich im Szintigramm in vier Fällen,im ECT in drei Fällen ergeben.Bei zwei Patientinnen,bei denen ECT und Szintigramm übereinstimmend falsch negativ waren,konnten sowohl sonographisch als auch transmissionscomputertomographisch Lebermetastasen nachgewiesen werden.In einem Fall wurde der Befund durch Laparoskopie und später durch Obduktion bestätigt.
Bei der ersten Patientin wurde in der Leber eine Solitärmetastase bei Harnblasen-Ca nachgewiesen.Die Größe der Metastase wurde im TCT und im Sonogramm übereinstimmend

mit 1cm angegeben.Die Metastase lag zentral im cranialen Abschnitt des rechten Leberlappens.Abbildung 15 zeigt zum einen den pathologischen CT-Befund,zum anderen die ECT-Bilder in entsprechender Schichthöhe.Ein eindeutiger Speicherdefekt ist hier nicht zu erkennen.
Bei der zweiten Patientin bestand Verdacht auf Lebermetastasierung bei noch nicht bekanntem Primärtumor.Sonographisch war der linke Leberlappen von bis zu 1cm grossen echoarmen Strukturen durchsetzt.Differentialdiagnostisch wurde an eine Durchblutungsstörung im Sinne eines Budd-Chiari-Syndroms gedacht.Das TCT ergab ebenfalls insbesondere im Bereich des linken Leberlappens ausgedehnte hypodense Bezirke im Sinne von Metastasen.Leider stand in diesem Fall weder sonographisches noch transmissionscomputertomographisches Bildmaterial zur Verfügung.
Abbildung 16 zeigt mehrere transversale ECT-Schichten. Auffallend ist die fehlende Darstellung des linken Leberlappens.Der rechte Leberlappen ist nach medial scharf abgegrenzt.Dieser auffallende Befund war aber weder für ein Budd-Chiari-Syndrom noch für eine Lebermetastasierung typisch.Die im Szintigramm sichtbare RES-Darstellung der Wirbelsäule und die vermehrte Lungendarstellung gaben Hinweis auf eine stark herabgesetzte Leberfunktion.Das Leber-Funktions-Szintigramm ergab dann den Verdacht auf eine diffuse Lebermetastasierung,da keine Galleausscheidung in den Darm zu verzeichnen war.Die Patientin verstarb einige Tage nach Klinikaufnahme.Die Sektion ergab ein metastasierendes Gallengangs-Ca mit Peritonealcarcinose.
Bei einer dritten Patientin,bei der ECT und Szintigramm ebenfalls ein negatives Ergebnis ergaben,wurden im TCT und im Sonogramm übereinstimmend eine ca. 4,5cm große zystische Raumforderung beschrieben.Diese Zyste reichte

vom linken Leberlappen ausgehend nach caudal in den Bauchraum hinein.Auch in den transversalen ECT-Bildern war ein auffälliger Bezirk am Übergang vom rechten zum linken Leberlappen beschrieben worden.Dies wurde aber nicht auf eine echte Raumforderung sondern auf eine insbesondere in diesem Bereich vermehrte Leberlappung zurückgeführt.In Abbildung 17 sind die TCT- und ECT-Bilder dargestellt. Das TCT zeigt im ventral-medialen Anteil der Leber die glattbegrenzte,zystische Raumforderung.Der entsprechende Bezirk ist in den ECT-Bildern markiert.
Bei dem vierten Fall,bei dem nur das Szintigramm falsch negativ war,ging es,wie bereits oben beschrieben um eine Milzdarstellung bei situs inversus.
Bezüglich der Darstellung von Metastasen ist zu erkennen, daß bei allen Patienten,bei denen Metastasen im ECT nachgewiesen wurden,dieser Nachweis bereits mit dem Szintigramm möglich war.Bei jedem dieser Patienten lag zumindest eine Metastase mit einem Durchmesser von 4cm oder mehr vor.Darüberhinaus waren bei 4 Patienten noch weitere Metastasen von 1,5 bis 2,ocm Größe vorhanden.Bei 2 der 4 Patienten konnten diese Metastasen nur mit dem ECT nachgewiesen werden.
An einem Fallbeispiel soll dieser Unterschied zwischen ECT und Szintigramm verdeutlicht werden.Es handelt sich um eine Patientin mit nachgewiesener Lebermetastasierung bei Vipom und bereits früher durchgeführter Resektion des linken Leberlappens wegen Metastasierung.Im rechts seitlichen Szintigramm(Abb.18)sind zwei Speicherdefekte zu erkennen;ein größerer am oberen Leberrand und ein kleinerer ca. 2cm großer Defekt zentral im rechten Leberlappen.Das in Höhe des kleineren Defekts gelegene transversale ECT-Schnittbild zeigt aber auf,daß es sich hierbei in Wirklichkeit um mehrere hintereinandergelegene Einzel-

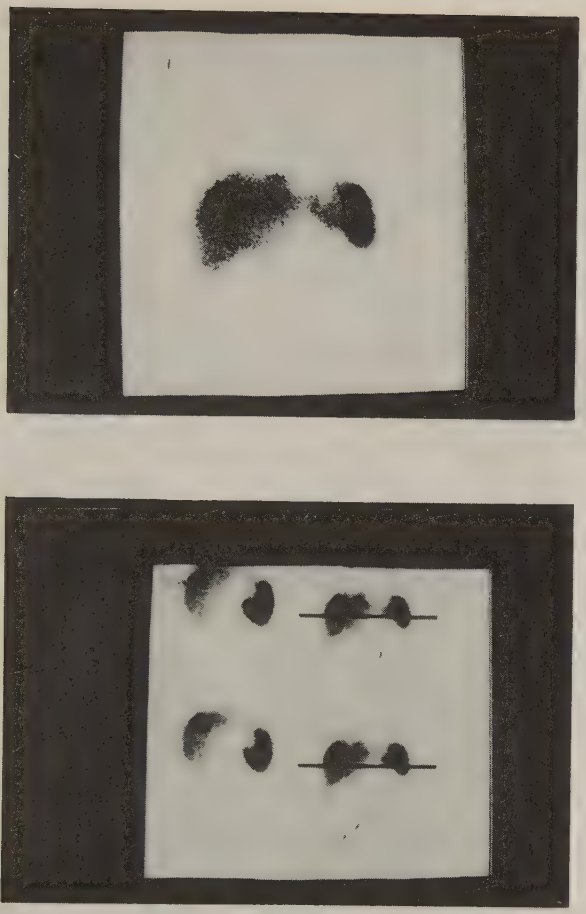

Abb.14: Szintigraphische Bilder einer Patientin mit V.a.Lebermetastasen bei Hypernephrom.
oben: Szintigramm aus anteriorer Sicht: unregelmäßige Strukturierung des linken Leberlappens bei schlechter Abgrenzbarkeit zur Milz
unten: ECT-Schnittbild: unaufällige Leberstruktur;Milz abgeknickt dargestellt.

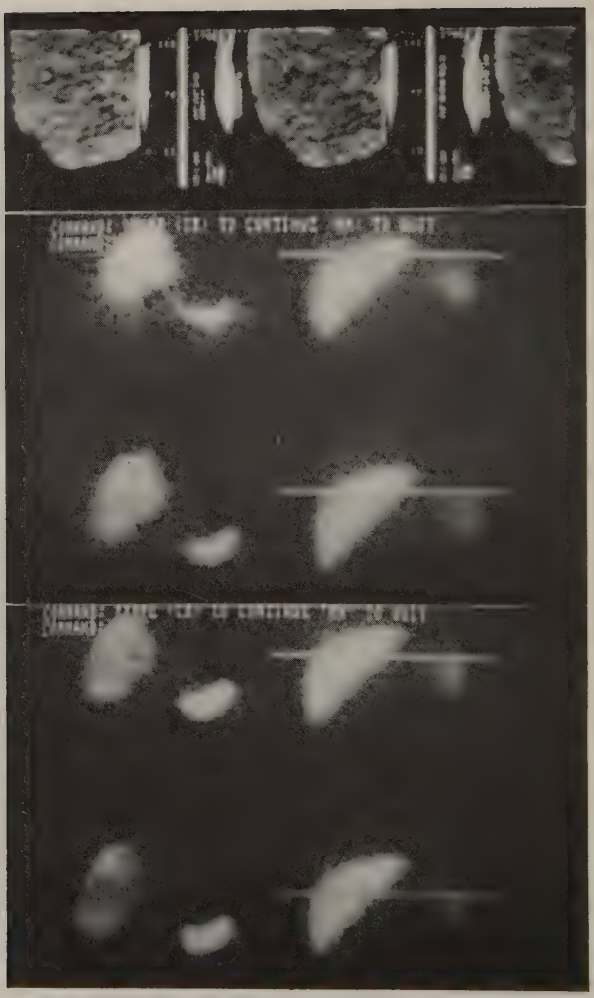

Abb.15: TCT- und ECT-Bilder einer Patientin mit Lebermetastasierung bei Harnblasen-Ca.
oben: TCT-Bilder: ca. 1cm großer hypodenser Bezirk im rechten Leberlappen.
unten: ECT-Bilder: kein eindeutiger Speicherdefekt abgrenzbar.

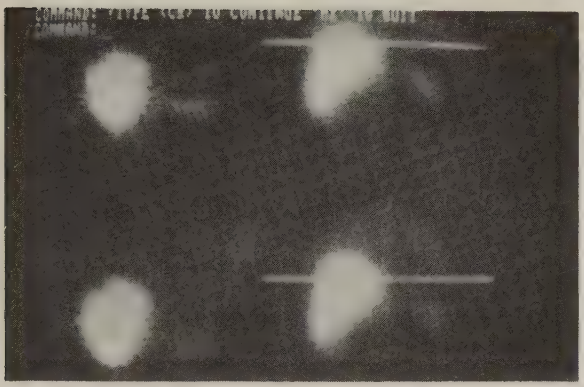

Abb.16: Transversale ECT-Schnittbilder einer Patientin mit diffuser Lebermetastasierung bei Gallengangs-Ca.
Fehlende Darstellung des linken Leberlappens; rechter Leberlappen homogen und nach medial scharf abgegrenzt dargestellt;kein typischer Befund einer Lebermetastasierung.

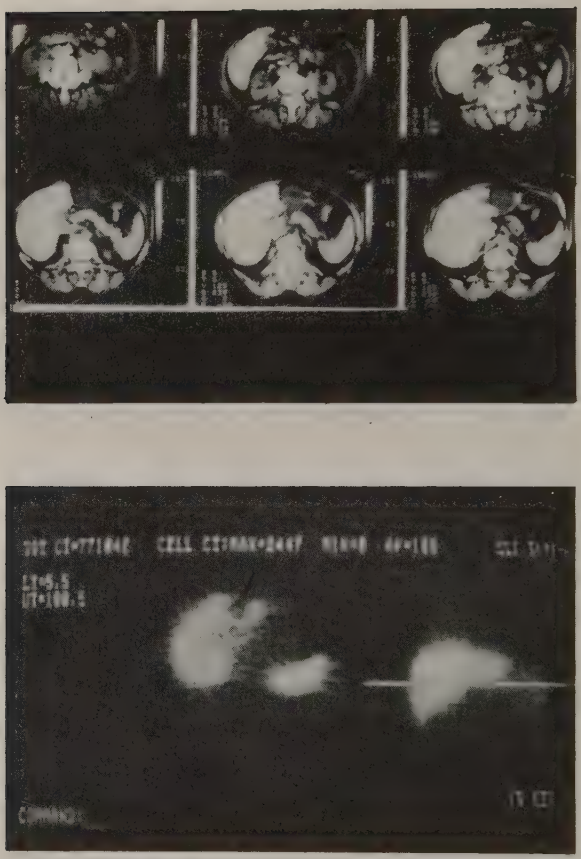

Abb.17: TCT- und ECT-Bilder einer Patientin mit Leberzyste.
oben: TCT-Bilder: ca. 4,5cm große,zystische Raumforderung im Bereich des linkem Leberlappens.
unten: ECT-Bilder: entsprechender Bezirk mit Pfeil markiert.

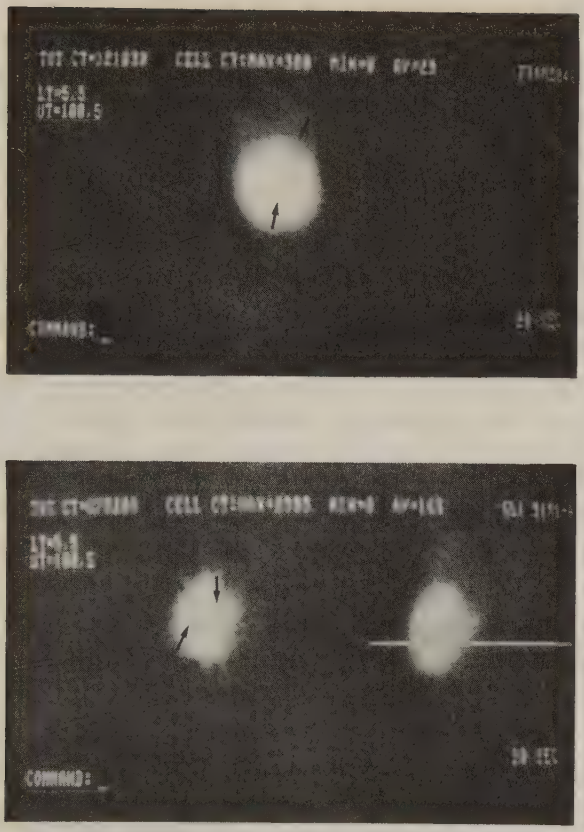

Abb.18: Szintigraphische Bilder einer Patientin mit Lebermetastasierung bei Vipom(linker Leberlappen reseziert).
oben: rechts seitliches Szintigramm:Darstellung zweier Speicherdefekte(Pfeile).
unten: ECT-Bild in Höhe des unteren Defekts: Darstellung mehrerer ca. 2cm großer Speicherdefekte(Pfeile)

defekte von jeweils ca. 2cm Größe handelt,die sich im seitlichen Szintigramm zu einem Speicherdefekt übereinander projizieren.Die Szintigramme aus ventraler bzw. dorsaler Sicht brachten die Speicherdefekte überhaupt nicht zur Darstellung.
Mit dem ECT war es also möglich,genauere Befunde zu erheben,was die Ausdehnung der Metastasierung betrifft.

3.2.2.Vergleich: ECT-Szintigraphie-Sonographie

Bei 57 der 69 Patienten lag ein Sonographie-Befund vor. Bezüglich der Übereinstimmung der einzelnen Untersuchungsmethoden ergaben sich folgende Ergebnisse:

ECT-Sono	Szinti-Sono	
17	17	beide " + "
27	25	beide " - "
—	—	beide "(+)"
13	15	nicht übereinstimmend

Tab.2o: Anzahl der übereinstimmenden und nicht übereinstimmenden Fälle für ECT-Sonographie und Szintigraphie-Sonographie.

Aus diesen Werten berechnen sich folgende Konkordanzwerte:

-Konkordanz ECT -Sonographie: 77,2%
-Konkordanz Szintigraphie-Sonographie: 73,7%

Die berechneten Konkordanzwerte liegen deutlich unter dem für ECT und Szintigraphie bestimmten Wert.In 13(15) Fällen konnte keine Übereinstimmung zwischen Sonographie und ECT(Szintigraphie)erzielt werden.
In zwei Fällen(siehe auch Kap.3.2.1.)konnte im Szintigramm der Verdacht auf Lebermetastasen nicht ausgeschlossen werden,während ECT und Sonographie hier eindeutig negative Befunde ergaben.Bei den 13 weiteren Fällen konnte zwölfmal eine endgültige Diagnose gestellt werden.Danach hatte das ECT in 9 Fällen die richtige Diagnose ergeben, und nur dreimal die Sonographie.
Insgesamt konnte in dieser Vergleichsgruppe bei 56 Patienten die Diagnose gesichert werden,so daß an Hand dieser Fallzahl die Vergleichsparameter Treffsicherheit,Sensitivität und Spezifität bestimmt werden konnten.(Tab.21-23).Es wurde auch hier die im letzten Kapitel bereits beschriebene Einteilung in drei Diagnosegruppen gewählt.

In Tabelle 21 zeigt sich,daß die Sonographie mit 83,9% die geringste Treffsicherheit erzielt.Sie liegt damit um fast 1o% unter dem Wert des ECT,das auch für Sensitivität und Spezifität deutlich höhere Werte erzielt. Die Signifikanz dieser Unterschiede konnte aber nicht gezeigt werden.Die Werte für das Szintigramm liegen zwischen denen von ECT und Sonogramm.
Auch in den Diagnosegruppen 2 und 3 weist das ECT eine höhere Treffsicherheit als das Sonogramm auf.Dieser Unterschied beruht hier aber allein auf einem höheren Spe-

ECT	SZINTIGRAMM	SONOGRAMM	
23	22	2o	richtig positiv
—	2	3	falsch positiv
3o	28	27	richtig negativ
3	4	6	falsch negativ

Tab.21a: Anzahl der richtig/falsch positiven und negativen Befunde von ECT, Szintigramm und Sonogramm unter Berücksichtigung aller Verdachtsdiagnosen (n = 56)

ECT	SZINTIGRAMM	SONOGRAMM	
94,6% (88,7%-1oo%)	89,3% (81,2%-97,4%)	83,9% (74,3%-93,5%)	Treffsicherheit n = 56
88,5% (76,2%-1oo%)	84,6% (7o,7%-98,5%)	76,9% (6o,7%-93,1%)	Sensitivität n = 26
1oo%	93,3% (84,3%-1oo%)	9o,o% (79,3%-1oo%)	Spezifität n = 3o

Tab.21b: Werte für Treffsicherheit, Sensitivität und Spezifität mit Angabe der jeweiligen 95%-Konfidenzintervalle für ECT, Szintigramm und Sonogramm unter Berücksichtigung aller Verdachtsdiagnosen.

ECT	SZINTIGRAMM	SONOGRAMM	
18	18	18	richtig positiv
—	2	3	falsch positiv
28	26	25	richtig negativ
3	3	3	falsch negativ

Tab.22a: Anzahl der richtig/falsch positiven und negativen Befunde von ECT,Szintigramm und Sonogramm unter Berücksichtigung der Verdachtsdiagnosen "unklarer raumfordernder Prozeß der Leber bzw. Milz"(n = 49)

ECT	SZINTIGRAMM	SONOGRAMM	
93,9% (87,2%-1oo%)	89,8% (81,3%-98,3%)	87,8% (78,6%-97,o%)	Treffsicherheit n = 49
85,7% (7o,7%-1oo%)	85,7% (7o,7%-1oo%)	85,7% (7o,7%-1oo%)	Sensitivität n = 21
1oo%	92,9% (83,4%-1oo%)	89,3% (77,9%-1oo%)	Spezifität n = 28

Tab.22b: Werte für Treffsicherheit,sensitivität und Spezifität mit Angabe des jeweiligen 95%-Konfidenzintervalles für ECT,Szintigramm und Sonogramm unter Berücksichtigung der Verdachtsdiagnosen "unklarer raumfordernder Prozeß der Leber bzw. Milz".

ECT	SZINTIGRAMM	SONOGRAMM	
6	6	6	richtig positiv
-	2	3	falsch positiv
24	22	21	richtig negativ
2	2	2	falsch negativ

Tab.23a: Anzahl der richtig/falsch positiven und negativen Befunde für ECT, Szintigramm und Sonogramm unter Berücksichtigung der Verdachtsdiagnose "Lebermetastasen" (n = 32)

ECT	SZINTIGRAMM	SONOGRAMM	
93,8% (85,4%-1oo%)	87,5% (76,o%-99,o%)	84,4% (71,8%-97,o%)	Treffsicherheit n = 32
75,o% (45,o%-1oo%)	75,o% (45,o%-1oo%)	75,o% (45,o%-1oo%)	Sensitivität n = 8
1oo%	91,7% (8o,7%-1oo%)	87,5% (74,3%-1oo%)	Spezifität n = 24

Tab.23b: Werte für Treffsicherheit, Sensitivität und Spezifität mit Angabe der jeweiligen 95%-Konfidenzintervalle für ECT, Szintigramm und Sonogramm unter Berücksichtigung der Verdachtsdiagnose "Lebermetastasen".

zifitätswert des ECT,denn in beiden Diagnosengruppen erreichen alle drei Untersuchungsmethoden den gleichen Sensitivitätswert von 85,7% in Gruppe 2 bzw. 75,o%_in Gruppe 3.Der 75%-Wert muß bei einer positiven Fallzahl von nur n = 8 mit Zurückhaltung bewertet werden.
Die unterschiedlichen Sensitivitätswerte in Gruppe 1 und 2 für das Sonogramm lassen sich folgendermaßen erklären: In der Diagnosegruppe 1 waren vier Patienten mit der Verdachtsdiagnose "Milzinfarkt" enthalten.In drei Fällen konnte dabei die Diagnose szintigraphisch bestätigt werden,während dies sonographisch nur einmal möglich war. In diesem Fall handelte es sich um einen alten Milzinfarkt,bei dem sich bereits eine bindegewebige Narbe gebildet hatte,die ein anderes Schallreflexmuster als das übrige Milzgewebe aufwies.
Von den 13 nicht übereinstimmenden Fällen konnte,wie bereits erwähnt die Sonographie in drei Fällen die richtige Diagnose stellen.Dabei ergab die ECT-Untersuchung jeweils ein falsch negatives Ergebnis.Auf diese FäIle ist bereits in Kap.3.2.1. eingegangen worden.
Durch das ECT war hingegen in 9 Fällen die richtige Diagnose zu stellen.Dabei hatte die Sonographie dreimal einen falsch positiven Befund ergeben.Bei allen drei Patienten(-innen) bestand Verdacht auf Lebermetastasen.Der sonographische Befund war zweimal fraglich positiv,d.h. es waren auffällige Leberparenchymveränderungen nachweisbar,die aber nicht typisch für eine Metastasierung waren. Eine solche konnte aber auch nicht ausgeschlossen werden. Diese Befunde wurden als fraglich positiv bewertet,da die anderen Untersuchungsmethoden jeweils negative Ergebnisse ergaben.
Im dritten Fall ergab sich sonographisch ein eindeutiger Befund:eine ca. 2cm große zystische Struktur mit frag-

lichem Binnenecho,an der Ventralfläche der Leber gelegen. Szintigraphisch war die Leber jedoch unauffällig.Ein Kontrollsono etwa vier Monate später konnte den zuvor erhobenen Befund nicht bestätigen.Eine Therapie war in der Zwischenzeit nicht durchgeführt worden.
Falsch negative Befunde wurden sonographisch sechsmal erhoben.Bei zwei Patienten bestand Verdacht auf Milzinfarkt, bei zwei weiteren Patientinnen Verdacht auf Lebermetastasen.Im ersten Fall handelte es sich um eine Patientin mit Vipom,bei der transmissions- und emissionscomputertomographisch Metastasen eindeutig nachgewiesen werden konnten(Szintigraphische Bilder siehe Abb.18).Sonographisch war erst vier Monate später ein pathologischer Befund zu erheben.
Bei der zweiten Patientin waren ebenfalls im ECT und TCT Lebermetastasen nachweisbar,während die Leber sonographisch unauffällig erschien.
Beim fünften falsch negativen Befund war eine Milzdarstellung bei situs inversus nicht sicher möglich.Im sechsten Fall war nach einem stumpfen Bauchtrauma ein Milzhämatom im Sonogramm erst später nachweisbar als im Szintigramm.

3.2.3.Vergleich ECT-Szintigraphie-TCT

Der Vergleich umfaßt 31 Patienten.Bezüglich der Übereinstimmung der Befunde ergaben sich folgende Ergebnisse:

ECT-TCT	Szinti-TCT	
15	15	beide " + "
1o	9	beide " - "
—	—	beide "(+)"
6	7	nicht übereinstimmend

Tab.24: Anzahl der übereinstimmenden und nicht übereinstimmenden Fälle für ECT-TCT und Szintigraphie-TCT.

Aus diesen Werten berechnen sich folgende Konkordanzwerte:

-Konkordanz ECT - TCT : 8o,6%
-Konkordanz Szintigraphie- TCT : 77,4%

Diese Werte liegen knapp über denen,die beim Vergleich mit der Sonographie erzielt wurden.In 6(7)Fällen konnte keine Übereinstimmung zwischen TCT und ECT(Szintigraphie)erreicht werden.In dem einen Fall,in dem ECT und TCT mit dem Szintigramm nicht übereinstimmten,war nur durch ECT und TCT eine Lebermetastasierung auszuschließen.
Bei den restlichen 6 Fällen konnte jeweils dreimal mit ECT bzw. TCT die richtige Diagnose gestellt werden.
Bei allen 31 Patienten konnte eine endgültige Diagnose gestellt werden,so daß an Hand dieser Fallzahl die Vergleichsparameter Treffsicherheit,Sensitivität und Spezifität bestimmt werden konnten(Tab.25).

ECT	SZINTIGRAMM	TCT	
17	17	17	richtig positiv
—	1	1	falsch positiv
11	1o	1o	richtig negativ
3	3	2	falsch negativ

Tab.25a: Anzahl der richtig/falsch positiven und negativen Befunde von ECT,Szintigramm und TCT unter Berücksichtigung aller Verdachtsdiagnosen (n = 31).

ECT	SZINTIGRAMM	TCT	
9o,3% (79,9%-1oo%)	87,1% (75,3%-98,9%)	9o,3% (79,9%-1oo%)	Treffsicherheit n = 31
85,o% (69,4%-1oo%)	85,o% (69,4%-1oo%)	9o,o% (76,9%-1oo%)	Sensitivität n = 2o
1oo%	9o,9% (73,9%-1oo%)	9o,9% (73,9%-1oo%)	Spezifität n = 11

Tab.25b: Werte für Treffsicherheit,Sensitivität und Spezifität mit Angabe des 95%-Konfidenzintervalles für ECT,Szintigramm und TCT unter Berücksichtigung aller Verdachtsdiagnosen.

Auf Grund der schon begrenzten Gesamtfallzahl von n = 31 wurde auf eine weitere Unterteilung in die Diagnosegruppen 2 und 3 verzichtet.Für die Diagnosegruppe 2 wären noch 29 Patienten,für die Diagnosegruppe 3 noch 18 Patienten in Frage gekommen.
Aus Tabelle 25b ist ersichtlich,daß ECT und TCT die gleiche Treffsicherheit von 9o,3% erzielen,wobei das ECT eine höhere Spezifität aber eine niedrigere Sensitivität als das TCT erreicht.Das TCT war einmal häufiger falsch positiv und einmal weniger falsch negativ.
Der falsch positive Befund im TCT wurde bei einem Patienten erhoben,bei dem ein Non-Hodgkin-Lymphom bestand,und laut TCT-Befund eine ca. 2cm große Raumforderung in der Leber vorhanden war.Diese Raumforderung konnte aber weder im ECT noch im Sonogramm nachgewiesen werden.Auch der weitere klinische Verlauf ergab keinen Anhalt für einen Leberbefall.
Beim ersten falsch negativen TCT-Befund wurde sowohl im ECT als auch im Sonogramm der Verdacht auf eine intrahepatische Raumforderung erhoben.Die endgültige Diagnose konnte angiographisch und schließlich histologisch nach durchgeführter Laparoskopie gesichert werden.Es handelte sich um ein thrombosiertes Leberhämangiom.Bei diesem Patienten waren zwei Transmissionscomputertomogramme durchgeführt worden.Bei der ersten Untersuchung konnte keine Beurteilung der Bauchorgane erfolgen,da noch im Kolon vorhandene Bariumreste einer zuvorddrchgeführten MDP zu Artefakten führte.
Beim zweiten TCT wurde die Leber als unauffällig beshrieben.Lediglich eine ca. 2o%-Verfettung wurde festgehalten. Allerdings kam es auch diesmal zu geringfügiger Artefaktbildung,diesmal durch der Leber benachbarte lufthaltige Strukturen.In Abbildung 19 sind die TCT-Bilder der zweiten

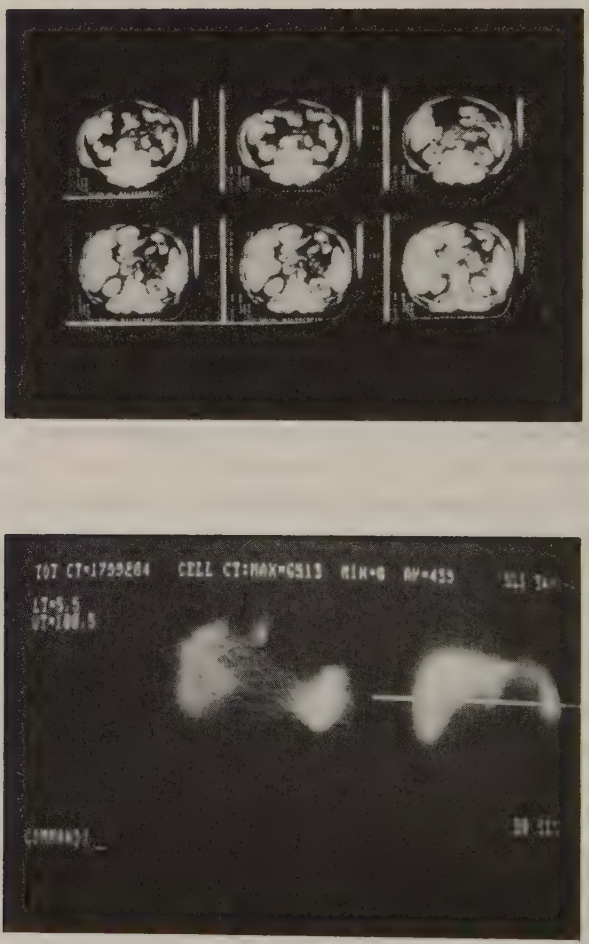

Abb.19: TCT- und ECT-Bilder eines Patienten mit thrombosiertem Leberhämangiom.
oben: TCT-Bilder: unauffällige Leberstruktur
unten: ECT-Bilder: ca. 7cm großer Speicherdefekt an der Ventralseite der Leber(Pfeil).

Untersuchung zu sehen.Die Leber erscheint unauffällig. Im zugehörigen ECT-Bild ist der pathologische Befund,der ca. 7cm im Durchmesser mißt,klar zu erkennen.
Beim zweiten Patienten,bei dem das TCT falsch negativ ausfiel,waren im ECT und im Sonogramm Lebermetastasen bei Oesophagus-Ca nachgewiesen worden.Zudem wurde ein erhöhter CEA-Spiegel bestimmt,ohne daß Anhalt für weitere Fernmetastasen bestand.Das TCT ergab lediglich ein inhomogenes Leberparenchymmuster,aber keine abgrenzbarenBezirke im Sinne von Lebermetastasen.
Zusammenfassend läßt sich sagen,daß TCT und ECT annähernd gleiche Werte für Treffsicherheit,Sensitivität und Spezifität erreichen,und daß in den nicht übereinstimmenden Fällen ECT und TCT jeweils in 5o% der Fälle die richtige Diagnose stellten.

3.2.4.Vergleich: ECT-Szintigraphie-Sonographie-TCT

Für eine Fallzahl von n = 29 Patienten konnte ein direkter Vergleich aller vier Untersuchungsverfahren erfolgen. Tabelle 26 gibt einen Überblick über die Ergebnisse.
Auch hier wurde auf eine weitere Unterteilung des Patientenkollektivs verzichtet.Bei den 29 Patienten bestanden folgende Verdachtsdiagnosen:

V.a.Lebermetastasen	:	16
V.a.intrahepat.Raumforderung	:	8
V.a.Milzregenerat/Nebenmilz	:	3
V.a.Milzinfarkt	:	2

ECT	SZINTIGRAMM	SONOGRAMM	TCT	
16	16	16	17	richtig pos
—	1	2	1	falsch pos
1o	9	8	9	richtig neg
3	3	3	2	falsch pos

Tab.26a: Anzahl der richtig/falsch positiven und negativen Befunde für ECT,Szintigramm,Sonogramm und TCT unter Berücksichtigung aller Verdachtsdiagnosen(n = 29).

ECT	SZINTIGRAMM	SONOGRAMM	TCT	
89,7% (78,6%-1oo%)	86,2% (73,6%-98,8%)	82,8% (69,1%-96,5%)	89,7% (78,6%-1oo%)	Treffsicher n = 29
84,2% (67,8%-1oo%)	84,2% (67,8%-1oo%)	84,2% (67,8%-1oo%)	89,5% (75,7%-1oo%)	Sensitivitä n = 19
1oo%	9o,o% (71,4%-1oo%)	8o,o% (55,2%-1oo%)	9o,o% (71,4%-1oo%)	Spezifität n = 1o

Tab.26b: Werte für Treffsicherheit,Sensitivität und Spe fität mit Angabe der 95%-Konfidenzintervalle f ECT,Szintigramm,Sonogramm und TCT unter Berück sichtigung aller Verdachtsdiagnosen.

Die Ergebnisse zeigen,daß die vier verschiedenen Untersuchungsmethoden sich in den einzelnen Werten nur wenig unterscheiden.ECT und TCT erzielen mit 89,7% die höchste Treffsicherheit.Das Sonogramm liegt hier mit 82,8% am schlechtesten.Das TCT erreicht mit 89,5% die höchste Sensitivität(andere Untersuchungsmethoden: 84,2%).Bei der Spezifität schneidet hingegen das ECT am besten ab mit 1oo%,während TCT und Szintigramm bei 9o%,Sonogramm gar nur bei 8o% liegen.Die großen Differenzen bei diesem Wert beruhen auf der geringen Gesamtzahl an negativen Diagnosen(n = 1o).Die Aussagekraft dieses Wertes ist zudem durch die großen 95%-Konfidenzintervalle eingeschränkt.

3.3. Diskussion

3.3.1. Methodenkritik

Um einen quantitativen Vergleich verschiedener Untersuchungsverfahren durchzuführen, muß eine klare Einteilung der klinischen Befunde erfolgen. In der vorliegenden Studie wurde eine Einteilung in drei Kategorien-positiv, fraglich positiv und negativ-gewählt, wie sie auch u.a. von KHAN(1981) und EILLES(1982) bei ihren Untersuchungen zur Leber-Milz-Emissionscomputertomographie verwendet wurde. Auf eine weitere Unterteilung, wie z.B. von DENDY (1981,1983) beschrieben, wurde bewußt verzichtet.
Dendy und Mitarbeiter ordneten die Befunde von ECT und Szintigramm 6 Kategorien zu, wobei folgende Einteilungskriterien festgelegt waren: Kat.0 = normal; Kat.1 = wahrscheinlich normal; Kat.2 = möglicherweise normal; Kat.3 = möglicherweise pathologisch; Kat.4 = wahrscheinlich pathologisch; Kat.5 = sicher pathologisch.
Diese Unterteilung in 6 Kategorien ergibt zwar beim Vergleich zweier Untersuchungsmethoden klare quantitative Ergebnisse, ist aber zum einen nicht klinisch orientiert, zum anderen kommt bei der Einteilung der Befunde der Subjektivität des Untersuchers eine große Bedeutung zu.
Um aussagekräftige Ergebnisse zur Wertigkeit verschiedener Untersuchungsverfahren zu erhalten, sollte die Unabhängigkeit dieser Untersuchungen gewährleistet sein. Dies war in diesem Fall nicht möglich, da es sich um eine retrospektive Studie handelt, und die Untersuchungsbedingungen nicht festgelegt werden konnten. In der klinischen Routine ist es aber üblich, daß dem Untersucher die Ergebnisse anderer bereits durchgeführter Untersuchungen mitgeteilt werden. Bei wievielen Patienten dieser Studie

dies der Fall war,kann retrospektiv nicht beurteilt werden.Da die Sonographie,weil nicht strahlenbelastend,in der Regel die Untersuchungsmethode der 1.Wahl ist,kann davon ausgegangen werden,daß dem sonographischen Untersucher die geringste Vorinformation vorlag.
In den vorliegenden Arbeiten anderer Autoren sind keine Aussagen zum Problem der Unabhängigkeit der Untersuchungen zu finden.

3.3.2. Vergleich mit Ergebnissen anderer Autoren

3.3.2.1. Vergleich: ECT-Szintigraphie

Soweit möglich wurden die vorliegenden Ergebnisse anderer Autoren in die Tabelle 27 eingearbeitet.Die eigenen Untersuchungen hatten unter Berücksichtigung aller Verdachtsdiagnosen folgende Ergebnisse erbracht: ECT erreichte eine Treffsicherheit von 94,9% bei einer Sensitivität von 89,3% und einer Spezifität von 1oo%.Die Vergleichswerte für das Szintigramm lauten: Treffsicherheit 89,8%,Sensitivität 85,7%,Spezifität 93,5%.Daraus is ersichtlich, daß die ECT-Untersuchung eine höhere Aussagekraft als die konventionelle Szintigraphie besitzt.Diese These wird bestätigt durch die Ergebnisse der hier zitierten Autoren. Allein DENDY zeigte in seiner ersten Studie 1981,daß das ECT zwar eine höhere Sensitivität erreicht,aber dafür mehr falsch positive Befunde als das Szintigramm aufweist. Daraus ergab sich,daß mit hoher Signifikanz kein Unterschied zwischen ECT und Szintigramm besteht.Diese Untersuchungen wurden mit einem Section Scanner durchgeführt. Es erfolgte jeweils nur eine Schichtrekonstruktion im verdächtigen Bereich der Leber.

Autor	Unters.-art	Treffs.	Sens.	Spez.	Pat.-zahl	Verdachts-diagnosen	ECT-Gerät
BERCHE 1982	Szinti	76,0%	59,3%	95,7%	48	Metastasen	Gammakamera
	ECT	88,0%	81,3%	95,7%			
BIERSACK 1981	Szinti	89,6%	77,4%	92,7%	154	Raumforderung	Gammakamera
	ECT	94,2%	93,5%	94,3%			
DENDY 1981	Szinti	76,7%	72,3%	84,1%	373	alle Diagnosen	Section Scanner
	ECT	78,5%	8o,4%	75,4%			
DENDY 1983	Szinti	82,0%	76,0%	91,0%	192	alle Diagnosen	Gammakamera
	ECT	87,0%	83,0%	94,0%			
ELL 1981	Szinti	72%-81%			5o	Metastasen	Section Scanner
	ECT	82%-98%					
KHAN 1981	Szinti	78%-81%			1o7	Metastasen	Section Scanner
	ECT	92%-96%					
STRAUSS 1981	Szinti		79,0%	85,0%	12o	Metastasen	Gammakamera
	ECT		93,0%	88,0%			
YAMAMATO 1982	Szinti	79,0%	78,0%	82,0%	117	Raumforderung	Gammakamera
	ECT	88,0%	89,0%	87,0%			

Tab.27: Ergebnisse verschiedener Autoren zum Vergleich ECT-Szintigramm.

In einer weiteren Arbeit 1983 berichtete DENDY über Untersuchungen sowohl mit dem Section Scanner als auch mit einem auf Gammakamera basierenden ECT-Gerät.Auch hier zeigte sich für den Section Scanner kein signifikanter Informationsgewinn gegenüber der konventionellen Szintigraphie,während die ECT-Untersuchung mit der Gammakamera gegenüber dem Szintigramm eine um 3% höhere Spezifität und eine um 7% höhere Sensitivität erreicht.
Diese Aussage wird durch die Ergebnisse von BERCHE(1982), BIERSACK(1981),STRAUSS(1981) und YAMAMATO(1982) bestätigt. Sie verwendeten ebenfalls eine Gammakamera für die ECT-Untersuchung.In zwei der vier Arbeiten ergaben sich für das ECT Spezifitätswerte von deutlich über 9o%.Die jeweiligen Differenzen zum Szintigramm waren aber gering. Die Spanne reichte von 0%-5%,gegenüber 6,5% bei der eigenen Auswertung.Für die Sensitivität ergaben sich deutlich größere Differenzen: 11%-22,2%,gegenüber 3,6% bei der eigenen Studie.
Die deutlichsten Unterschiede zwischen ECT und konventioneller Szintigraphie ergaben sich aus den Arbeiten von ELL(1981) und KHAN(1981).Khan berechnete für die Treffsicherheit eine Differenz von ca.14%.
Biersack gab darüberhinaus an,daß bei 21 Patienten mit Verdacht auf Lebermetastasen in 7 Fällen durch ECT eine Befundverbesserung zu erzielen war.Zu einem ähnlichen Ergebnis kommt auch LOCHER(1981).Er bestimmte für ECT und Szintigramm eine Konkordanz von 71%.bei 5o Patienten. Bei den 29% diskonkordanten Fällen konnte in 8 Fällen eine Befundverifikation erfolgen.Dabei hatte das ECT in 6 Fällen die richtige Diagnose ergeben.Insgesamt war es in 1/3 der Fälle möglich,durch ECT eindeutigere bzw. ausgedehntere Befunde zu erheben.

In einer klinischen Studie von EILLES(1982) zeigte sich ebenfalls eine Befundverbesserung durch ECT,durchgeführt mit einem Gammakamerasystem.Bei drei unauffälligen und zehn fraglich positiven Ergebnissen der konventionellen Szintigraphie führte die ECT-Untersuchung zu eindeutig positiven Ergebnissen.In keinem Fall war ein pathologischer Befund nur mit dem Szintigramm zu erkennen.Eilles macht aber keine Angabe über die Richtigkeit der erhobenen pathologischen Befunde.
Zusammenfassend läßt sich also feststellen,daß die Emissionscomputertomographie,durchgeführt mit einem Gammakamerasystem,eine Verbesserung der nuklearmedizinischen Leber-Milz-Diagnostik ermöglicht.Dies läßt sich nicht nur mit den Parametern Treffsicherheit,Sensitivität und Spezifität belegen,sondern auch damit,daß mit ECT die Möglichkeit besteht,eindeutigere und ausgedehntere Befunde zu erheben,was in der eigenen Arbeit bezüglich der Darstellung von Metastasen ebenfalls gezeigt werden konnte.

3.3.2.2.Vergleich: ECT-Sonographie

Einen Vergleich zwischen ECT und Sonographie haben bisher nur wenige Untersucher angestellt.Es liegen insgesamt nur zwei Arbeiten zu diesem Thema vor.Dabei führte allein BERCHE(1982) den Vergleich an Hand der Parameter Treffsicherheit,Sensitivität und Spezifität durch.Berche wertete 5o ECT- und 32 Sonographie-Untersuchungen aus.Bei allen Patienten bestand Verdacht auf Lebermetastasen.Aus der eigenen Studie wurden daher die Ergebnisse der dritten Diagnosegruppe(n = 32) zum Vergleich herangezogen.
In Tabelle 28 sind die Ergebnisse von Berche den eigenen gegenübergestellt.

Studie	Unter-suchung	Treffs.	Sens.	Spez.
BERCHE	ECT	88,o%	81,5%	95,7%
	Sono	81,3%	68,8%	93,8%
eigene	ECT	93,8%	75,o%	1oo%
	Sono	84,4%	75,o%	87,5%

Tab.28: Vergleich ECT-Sonographie;Darstellung der Ergebnisse aus der Studie von Berche und aus der eigenen unter Berücksichtigung der Verdachtsdiagnose "Lebermetastasen".

Beide Studien zeigen übereinstimmend,daß das ECT eine höhere Treffsicherheit als die Sonographie besitzt.Der Unterschied bei Berche liegt bei 6,7%,in der eigenen Studie bei 9,4%.Unterschiede zwischen beiden Studien bestehen aber bezüglich der Werte von Sensitivität und Spezifität. Bei Berche ergab sich bei der Sensitivität ein Unterschied von 12,7%,während die Spezifitätswerte nur um 1,9% differierten.Die eigenen Ergebnisse zeigen hingegen,daß beide Untersuchungsverfahren die gleiche Sensitivität erreichen, daß aber das ECT mit einem Spezifitätswert von 1oo% um 12,5% höher liegt als die Sonographie.
Ein Grund für den Unterschied beider Studien ist sicher der,daß bei der Befundung das subjektive Urteil des Untersuchers eine große Rolle spielt.Dies gilt insbesondere für die Sonographie,bei der die Aussagekraft überwiegend von der Erfahrung und der Interpretationsfähigkeit des

Untersuchers abhängt(LINHART,1982).Dem Untersucher selbst bleibt es vorbehalten,zurückhaltend und damit eher negativ zu befunden,oder möglichst viele positive Diagnosen zu stellen und damit die Gefahr falsch positiver Befunde einzugehen.
Bei der Berechnung der Treffsicherheit gleichen sich diese Unterschiede in etwa aus.Bezüglich dieses Parameters stimmen die Aussagen von Berche mit den eigenen überein. Die eigenen Ergebnisse liegen lediglich absolut gesehen etwas höher als die von Berche.
EILLES(1982) berichtete ebenfalls über einen Vergleich zwischen ECT und Sonographie.Eilles zeigte auf,daß bei 8 unauffälligen Ergebnissen der Sonographie das ECT jeweils einen sicher pathologischen Befund ergab.Andererseits war das ECT einmal unauffällig und fünfmal fraglich positiv,während sonographisch ein klar pathologischer Befund zu erheben war.Es zeigte sich also auch in dieser Studie eine Überlegenheit des ECT.Allerdings muß gesagt werden,daß Eilles keine Angaben über eine Befundverifikation machte.

3.3.2.3.Vergleich: ECT-TCT

Zum direkten Vergleich ECT-TCT liegen nur Veröffentlichungen aus der Arbeitsgruppe von ELL und KHAN vor.Sie haben zu diesem Thema mehrere Studien durchgeführt.Die größte dieser Studien umfaßte dabei 1o7 Patienten.Bei all diesen Patienten lag eine maligne Grunderkrankung vor und es bestand Verdacht auf Lebermetastasierung.Die emissionscomputertomographische Untersuchung erfolgte

mit einem Section Scanner.Es wurden Schichten in jeweils 2,5cm Abstand rekonstruiert.Die Ergebnisse zeigen bezüglich der Treffsicherheit eine klare Differenz zwischen ECT und TCT auf.Das ECT erreicht nach Ell u. Khan eine Treffsicherheit von 92%-96%,während das TCT bei 78%-81% liegt.Die Spanne von 3% bzw. 4% bei den beiden Werten beruht darauf,daß Ell u.Khan in einigen Fällen die endgültige Diagnose nicht sichern konnten und davon ausgingen, daß bei diesen Patienten im günstigsten(schlechtesten) Fall die richtige(falsche)Diagnose gestellt wurde.Daraus ergibt sich ein minimaler und maximaler Wert für die Treffsicherheit.Unter Berücksichtigung eines 95%-Konfidenzintervalles ist der Unterschied zwischen ECT und TCT signifikant.Auch bezüglich Sensitivität und Spezifität erreichte das ECT deutlich höhere Werte.

Diese klare Aussage kann durch die eigene Studie keinesfalls bestätigt werden.Der eigene Vergleich zwischen ECT und TCT für n = 31 Patienten ergab für beide Untersuchungsmethoden eine Treffsicherheit von 9o,3%,wobei das TCT eine höhere Sensitivität,das ECT eine höhere Spezifität erzielte. Dieser Vergleich wurde zwar unter Berücksichtigung aller Verdachtsdiagnosen durchgeführt,es bestand aber bei 29 dieser 31 Patienten Verdacht auf Raumforderung,so daß die Ergebnisse durchaus mit denen von Ell u. Khan verglichen werden können.

Während die Ergebnisse für das ECT fast übereinstimmen, ist hervorzuheben,daß die Transmissionscomputertomographie bei Ell u. Khan mit nur etwa 8o% eine sehr schlechte Trefferquote aufweist.Dies ist insofern erstaunlich,als dieser Wert von einer Reihe anderer Autoren,die sich ebenfalls mit dem TCT beschäftigten,in keinem Fall bestätigt wird.FEINE(1978) bestimmte für das TCT eine Treffsicherheit von 96%(Verdachtsdiagnose: Raumforderung;n = 79 Pa-

tienten).Aus der Arbeit von SCHERER(1978) ist ein Wert von 94% zu entnehmen(Verdachtsdiagnose: Raumforderung; n = 83 Patienten).CASTRO(1981) gab an Hand von 35 Patienten mit Verdacht auf Lebermetastasen eine Sensitivität von 91,4% an.Aus einer Übersichtsarbeit von BÜLL(1982) ist schließlich zu entnehmen,daß die Treffsicherheit des TCT von 86%(457 Fälle;Geräte der ersten Generation) auf 93%(376 Fälle;Geräte der zweiten und dritten Generation) anstieg,insbesondere durch Verminderung der Zahl falsch positiver Befunde.
Die Aussagen der hier zitierten Autoren bestätigen somit die eigenen Ergebnisse bezüglich TCT,so daß sich zusammenfassend sagen läßt,daß beide Untersuchungsmethoden in diesem quantitativen Vergleich als gleichwertig anzusehen sind.

3.3.3.Probleme bei der Beurteilung von konventionellen Szintigrammen und ECT-Bildern

Bei der konventionellen Leber-Milz-Szintigraphie besteht in erster Linie die Gefahr,falsch positive Befunde zu erheben.Dabei handelt es sich in der Regel um scheinbare Speicherdefekte der Leber,die in Wirklichkeit durch benachbarte Organe bzw.Strukturen hervorgerufen werden.
Nach FREEMAN(1969) und BERNSTEIN(1971) ergeben sich u.a. folgende Möglichkeiten für einen falsch positiven Leberbefund:

1.)Vergrößerte Gallenblase bewirkt Impression am unteren Rand der Leber.

2.)Krankheitsprozeß in der rechten Niere kann einen Defekt im Bereich des posterior-inferioren Randes der Leber,besonders im seitlichen Bild ergeben.
3.)Pankreastumor oder -zyste ergibt ebenfalls Impression.am Unterrand der Leber.
4.)Dilatation intrahepatischer Gallengänge
5.)Nebennierentumor
6.)subphrenischer Abszeß
7.)Rippenimpression
8.)Aneurysma der Arteria hepatica
9.)Überlagertes Kolon

In der eigenen Studie war das Szintigramm zweimal falsch positiv.Im ersten Fall konnte die unregelmäßige Leberstruktur auf eine Normvariante der Leberform zurückgeführt werden.Der zweite Fall ist ein Beispiel für einen falsch positiven Befund,hervorgerufen durch benachbarte Organe.Im Szintigramm aus anteriorer Sicht war eine unregelmäßige Aktivitätsbelegung des linken Leberlappens aufgefallen.Ein Metastasenausschluß war daher nicht sicher möglich(Bildmaterial in Abb.14).Mit Hilfe des transversalen ECT-Bildes wurde die Unregelmäßigkeit der Leberstruktur als unauffälliges Projektionsphänomen bei abgeknickter Milz interpretiert.Im Schnittbild war die Leberstruktur unauffällig.
Dies zeigt auf,daß es mit ECT möglich ist,falsch positive Szintigrammbefunde zu vermeiden.Allerdings können auch bei der Beurteilung von ECT-Bildern Interpretationsschwierigkeiten entstehen.
Dabei sind drei Bezirke in der Leber hervorzuheben,die bei der Beurteilung Schwierigkeiten bereiten.Als erstes ist hier der Hilusbereich zu nennen.Hier verursachen wie auch im konventionellen Szintigramm Gallenblase und die großen Lebergefäße Speicherdefekte.Insbesondere die gros-

sen in die Leber ziehenden Gefäße sind im transversalen Schnittbild deutlich zu erkennen.Falsch positive Befunde in diesem Bereich können allein durch eine zurückhaltende Beurteilung und durch eine große Erfahrung des Untersuchers in der Interpretation von Schnittbildern vermieden werden.

Weitere Probleme können sich bei einer ausgeprägten Segmentierung des rechten Leberlappens ergeben.Diese Segmentierung kann im Transversalbild eine Raumforderung vortäuschen.Abbildung 2o zeigt ein entsprechendes ECT-Bild. Der wenn auch kleine Speicherdefekt im rechten Leberlappen ist zu erkennen.Das seitliche Szintigramm zeigt deutlich die Segmentierung,auf die der scheinbare Speicherdefekt zurückzuführen ist.In einem solchen Fall kann ein falsch positiver Befund auch ohne konventionelles Szintigramm durch zusätzliche Rekonstruktion von frontalen und sagittalen Schichten-was nur wenige Minuten in Anspruch nimmt-vermieden werden.In dem hier gezeigten Fall gäben die sagittalen Schnitte eindeutig Aufschluß über die Form des rechten Leberlappens.Ein Vorteil der frontalen und sagittalen Schichten ist der,daß sie dem Untersucher von der konventionellen Szintigraphie her vertraut sind und so leichter zu interpretieren sind.es scheint daher sinnvoll,dies Schnitte routinemäßig in die Auswertung miteinzubeziehen.

Als dritter Problembereich in der Beurteilung der Leber ist der Übergang vom rechten zum linken Leberlappen zu nenen.Hier erschwert eine große Variation in der Ausprägung der Leberlappung eine sichere Beurteilung.Dies kann auch an zwei Beispielen der eigenen Studie aufgezeigt werden.Im ersten Fall konnte in diesem Bereich laparoskopisch und angiographisch ein thrombosiertes Leberhämangiom gesichert werden.Ein entsprechender Speicherdefekt wurde im ECT-Bild beschrieben.Abbildung 21

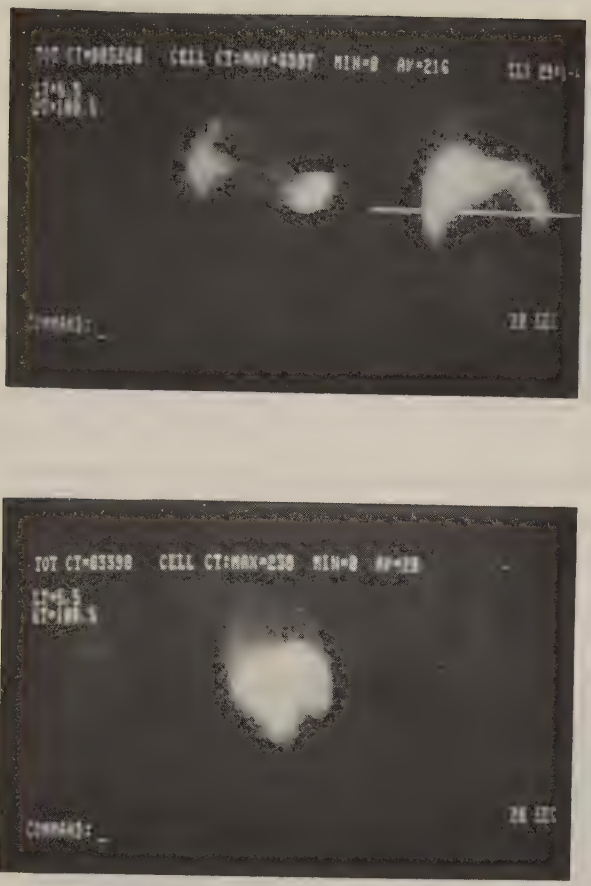

Abb.2o: Szintigraphische Bilder einer Patientin mit V.a.Lebermetastasen bei Mamma-Ca.
oben: ECT-Bild: kleiner Speicherdefekt im Bereich des rechten Leberlappens(Pfeil).
unten: lat.Szintigramm: unauffällig;ausgeprägte Segmentierung des rechten Leberlappens.

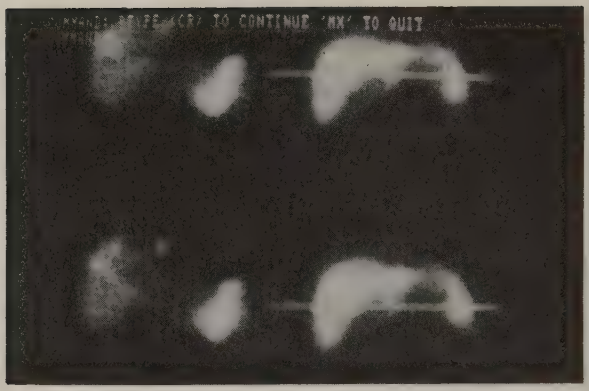

Abb.21: ECT-Bilder eines Patienten mit thrombosiertem Leberhämangiom;Speicherdefekt im ventralen Anteil der Leber deutlich zu erkennen(Pfeil).

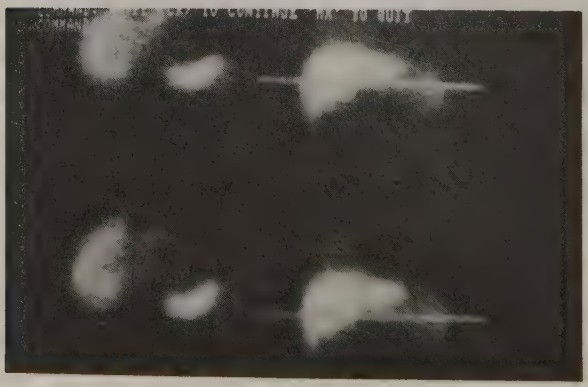

Abb.22: ECT-Bilder einer Patientin mit Leberzyste;Aktivitätsminderbelegung im ventralen Anteil der Leber sichtbar(Pfeil).

zeigt zwei transversale Schnitte durch den verdächtigen Bezirk.Der große Speicherdefekt ist deutlich zu erkennen.

Im zweiten Fall konnte sowohl sonographisch als auch transmissionscomputertomographisch eine Leberzyste nachgewiesen werden.Ohne Kenntnis dieses Befundes wurden die ECT-Bilder zwar als auffällig im Bereich des Übergangs vom rechten zum linken Leberlappen beschrieben, diese Auffäligkeit wurde aber auf eine ausgeprägte Leberlappung in diesem Bereich zurückgeführt.Abbildung 22 zeigt die entsprechenden transversalen Schnittbilder.Es ist ein ähnlicher Befund zu erheben wie in Abbildung 21. Die zurückhaltende Beurteilung ergab in diesem Fall einen falsch negativen Befund.

3.3.4.Probleme bei der Beurteilung von TCT und Sonographie

Das größte Problem der Transmissionscomputertomographie ist die Isodensität.Pathologische Strukturen können durchaus gleiche Dichtewerte wie normales Gewebe aufweisen. Dies war in der eigenen Studie zweimal gegeben.Im ersten Fall konnte im TCT ein thrombosiertes Leberhämangiom nicht dargestellt werden.Im zweiten Fall lagen multiple Metastasen bei Plattenepithel-Ca des Oesophagus vor.Im TCT wurde ein inhomogenes Parenchymmuster beschrieben.Eindeutig metastasenverdächtige hypodense Areale konnten aber nicht abgegrenzt werden.

Das Problem der Isodensität beim TCT wurde auch in einer Arbeit von KHAN(1981) angesprochen.Khan bestimmte in einer 36 Patienten umfassenden Studie die Sensitivität

von ECT und TCT bei der Früherkennung von Lebermetastasen bei Hodgkin- und Non-Hodgkin-Patienten.Es ergab sich für das ECT ein Wert von 97%,während das TCT mit 69% deutlich schlechter lag.Khan gibt für diesen Unterschied zwei Gründe an:

1.)Es besteht ein geringer Schwächungsunterschied zwischen normalem Lebergewebe und Lymphomgewebe.
2.)Mit dem ECT werden Funktionsstörungen der Leber dargestellt,während das TCT anatomische Strukturveränderungen wiedergibt.Da Funktionsstörungen bereits bei noch unveränderter Struktur auftreten können,ist mit dem ECT eine frühere Diagnose möglich.

In manchen Fällen ist es möglich,durch Kontrastmittelgabe die Isodensität zu beseitigen.Die Verteilung des Kontrastmittels läßt dann unter Umständen genaue Rückschlüsse auf die Ursache der Raumforderung zu.So war bei einer Patientin bereits im Nativ-TCT eine Raumforderung in der Leber zu erkennen.Nach bolusartiger Kontrastmittelgabe kam es in der Randzone dieser Raumforderung zu einem deutlichen Enhancement,während zentral eine deutlich geringere Anreicherung zu sehen war.Es ergab sich daraus der Verdacht auf ein fast vollständig thrombosiertes Leberhämangiom. Aus dem TCT-Befund kann sich daher eine genaue Differentialdiagnose ergeben,was bei der szintigraphischen Untersuchung in der Regel nicht möglich ist.
Ein weiteres Problem der TCT-Untersuchung ist die Artefaktbildung.Artefakte können zum einen entstehen durch Bewegung(z.B.Atmung),zum anderen durch nebeneinanderliegenden Strukturen mit deutlich unterschiedlichen Dichtewerten.Ein typisches Beispiel ist der Metallartefakt.

Bei einer Patientin konnte die Beurteilung der Leber in mehreren nebeneinanderliegenden Schichten nicht erfolgen, weil nach Operation eines Nebennieren-Ca ein Mtallclips in der rechten Nebennierenloge zurückblieb.Bei einem anderen Patienten führten noch im Darm vorhandene Bariumreste einer MDP zu Artefakten.Die Beurteilung der Leber kann darüberhinaus durch benachbarte überblähte Darmschlingen beeinträchtigt sein.
Bei der sonographischen Untersuchung kann die Beurteilbarkeit der Leber vor allem durch Adipositas,Luft- und Rippenüberlagerung eingeschränkt sein(GROSSMANN,1977).

3.3.5. Indikationen für die Emissionscomputertomographie

3.3.5.1.unklare intrahepatische Raumforderung -Metastasen

Bezüglich der Darstellung von raumfordernden Prozessen zeigte sich,daß das ECT gegenüber dem Szintigramm eine höhere Spezifität bei gleicher Sensitivität aufweist. Durch die ECT-Untersuchung lassen sich falsch positive Befunde vermeiden.
In allen Fällen,in denen im ECT eine Raumforderung in der Leber nachgewiesen wurde,war dieser Nachweis bereits im Szintigramm möglich.Dies läßt sich damit erklären,daß bei allen Patienten mit Lebermetastasen zumindest eine Lebermetastase mit einem Durchmesser von 4cm oder mehr vorlag.Auch die nachgewiesenen Raumforderungen anderer Ätiologie wiesen Durchmesser von mindestens 4cm auf.Wie die Phantomuntersuchungen zeigten,sind Speicherdefekte dieser Größe im konventionellen Szintigramm eindeutig zu erkennen,auch wenn sie zentral gelegen sind.Bezüglich

der Ausdehnung der Metastasierung konnten mit dem ECT genauere Befunde erhoben werden.Bei zwei Patienten waren Metastasen mit einer Größe von 1,5cm - 2,ocm nur mit dem ECT nachweisbar.Diese Aussage wird durch Ergebnisse von BIERSACK(1981) und LOCHER(1981) bestätigt.
Es stellt sich die Frage,in wieweit die Kenntnis über das genaue Ausmaß der Lebermetastasierung von klinischem Interesse ist.Diese Frage kann heute wohl mit ja beantwortet werden.Denn je nachdem,ob eine Solitärmetastase oder eine diffuse Lebermetastasierung vorliegt,ergeben sich unterschiedliche therapeutische Konsequenzen.Nach einer Übersichtsarbeit von HORN(1982) beträgt die durchschnittliche Überlebensrate nach Auftreten von Lebermetastasen 5 - 7 Monate.Dagegen konnten einige Autoren zeigen,daß durch Resektion solitärer Lebermetastasen die 5-Jahres-Überlebensrate auf 28%-42% anstieg,gegenüber 0% bei einer nicht operierten Kontrollgruppe.Da sich die Operationserfolge nur bei der Resektion solitärer Metastasen ergaben, und die Operationsletalität nach HORN bei 5%-1o% liegt, ist vor der Operation eine genaue Kenntnis des Metastasierungsgrades erforderlich.Dies ist szintigraphisch nur mit der Emissionscomputertomographie möglich.
Bei der Auswertung der ECT-Befunde zeigte sich,daß die kleinsten noch dargestellten Speicherdefekte in der Grössenordnung von 1,5cm-2,ocm lagen.In einem Fall war eine von Sonogramm und TCT übereinstimmend mit 1,ocm Größe angegebene Metastase im ECT nicht zu erkennen.Dies wird bestätigt durch Ergebnisse von YAMAMATO(1982),der zeigen konnte,daß nur 3 von 17 Metastasen,die kleiner waren als 2cm,durch das ECT dargestellt werden konnten.(im Szintigramm: 0/17).Der kleinste dargestellte Defekt betrug 1,6cm im Durchmesser.Yamamato zog daraus die Schlußfolgerung,daß derzeit die Auflösungsgrenze für kalte Herde

in der Leber für das mit Gammakamera durchgeführte ECT bei etwa 2cm liegt.Bei den Phantomuntersuchungen konnten hingegen Defekte von 1,ocm Größe dargestellt werden.Dieser Unterschied läßt sich folgendermaßen erklären:

1.)Atemverschieblichkeit der Leber: Die Leber bewegt sich während der Atmung je nach Inspirationstiefe um durchschnittlich 3cm(PLAGA,1979).Dies verringert den Bildkontrast.
2.)Im Gegensatz zum Phantom stellt die Leber keinen homogenen Strahler dar.Gallengänge und Blutgefäße können kleine Speicherdefekte verursachen.
3.)Bei einer pixel-Größe von o,6cm x o,6cm deckt eine Raumforderung von 1,ocm nur noch einen Bildpunkt der Bildmatrix vollständig ab.Ein Impulszahlenabfall in einem einzigen Bildpunkt kann aber allein durch eine meßstatistische Schwankung bedingt sein.

Bezüglich der Darstellung kleiner Raumforderungen in der Leber ist das ECT damit sowohl der Sonographie als auch dem TCT unterlegen.Sonographisch sind umschriebene Läsionen ab 1,ocm-1,5cm nachweisbar(KOISCHWITZ,1982).Im TCT liegt die Auflösungsgrenze bei 1,ocm,in manchen Fällen sogar darunter(GERHARDT,1982).

3.3.5.2.Milzdarstellung

Bei den drei Patienten mit Milzinfarkt konnte die Diagnose jeweils mit der konventionellen Szintigraphie gestellt werden.Die ECT-Untersuchung ergab keine Zusatz-

aussage.Bei acht Patienten,bei denen ein Milzhämatom,ein Milzrezidiv oder eine Nebenmilz vorlagen,konnte die Diagnose ebenfalls mit dem Szintigramm bereits gestellt werden.Lediglich in zwei Fällen erbrachte das ECT eine Befundverbesserung,und nur in einem Fall war die Milz nur im transversalen Schnittbild von der Leber zu trennen.

Wenn es allein um die Abklärung milzspezifischer Fragen geht,scheint die konventionelle Szintigraphie ausreichend zu sein.Lediglich bei nicht eindeutig einzuordnenden Szintigrammbefunden ist eine zusätzliche ECT-Untersuchung zu empfehlen.

3.3.6.Wertigkeit der vier Untersuchungsmethoden

Bezüglich der oben aufgeführten Werte für Treffsicherheit, Senitivität und Spezifität zeigte sich,daß ECT und TCT etwa gleichwertig und der Szintigraphie und der Sonographie überlegen sind.
Eine weitere Aussage über die Wertigkeit der vier Untersuchungsmethoden läßt sich mit Hilfe der diskonkordanten Befunde treffen.Bei den drei nicht übereinstimmenden Befunde von ECT und Szintigraphie wurde jeweils durch das ECT die richtige Diagnose gestellt.
Beim Vergleich ECT-Sonographie hatten sich 13 diskonkordante Fälle ergeben.Dabei war in 9 Fällen der ECT-Befund korrekt,und nur dreimal der Sonographie-Befund.In einem Fall war keine Befundverifikation möglich.
Danach muß in den Fällen der Nichtübereinstimmung der Aussage des ECT eine größere Bedeutung als der Aussage von konventioneller Szintigraphie und Sonographie beigemessen werden.

Der diesbezügliche Vergleich zwischen ECT und TCT ergab wiederum eine Gleichwertigkeit beider Untersuchungsverfahren.Bei 6 diskonkordanten Fällen lagen beide Untersuchungen jeweils dreimal richtig.
Die Vorteile von Sonographie und TCT bestehen darin,daß sie bereits einen Beitrag zur Differentialdiagnose einer Raumforderung leisten können,und sie zusätzliche Aussagen zu benachbarten Organstrukturen ermöglichen.Darüberhinaus ist die Sonographie das einzige der hier aufgeführten Untersuchungsverfahren,das nicht mit einer Strahlenbelastung verbunden ist.Damit ist die Sonographie, wenn auch weniger treffsicher als ECT und TCT,die geeignetste Screening-Methode zur Untersuchung von Leber und Milz.Das ECT stellt aber eine leistungsfähige,weil auch kostengünstige Alternative zum TCT dar.

3.3.7.ECT als nuklearmedizinische Routineuntersuchung

Es bleibt nun noch die Frage zu beantworten,ob die Emissionscomputertomographie die konventionelle Szintigraphie in der routinemäßigen Leber-Milz-Diagnostik ersetzen kann.Geht es allein um die Abklärung milzspezifischer Fragen,so ist eine ECT-Untersuchung,wie in Kap.3.3.5.2. bereits gezeigt wurde,nicht erforderlich.Lediglich bei fraglich positiven Befunden kann ein ECT zusätzlich durchgeführt werden.
Bei der Leber-Diagnostik zeigt sich aber,daß das ECT eine höhere Aussagekraft besitzt.Berücksichtigt werden muß aber auch der für die ECT-Untersuchung notwendige Zeit-

aufwand.Die Aufnahmezeit beläuft sich für eine Leber-Milz-Studie auf 2o - 22 Minuten.Dies entspricht auch der Zeit,die für ein konventionelles Leber-Milz-Szintigramm zu veranschlagen ist.Hinzu kommt die Zeit für die Schichtrekonstruktion.Für eine volle Durchschichtung der Leber benötigt der derzeit zur Verfügung stehende Rechner je nach Lebergröße 3o-45 Minuten.Weitere 5-1o Minuten beansprucht die Umschichtung in frontale und sagittale Schichten,sowie die Dokumentation aller Schichten auf Röntgenfilm.Daraus ergibt sich ein zusätzlicher Zeitaufwand von 35-55 Minuten.Dies steht dem routinemäßigen Einsatz des ECT entgegen.Es müssen daher genaue Indikationen für die ECT-Untersuchung aufgestellt werden:

1.)Ein fraglich positiver Szintigrammbefund sollte durch ECT weiter abgeklärt werden.
2.)Das Ausmaß einer im Szintigramm nachgewiesenen Lebermetastasierung ist nur mit dem ECT möglich.
3.)Wenn im Sonographie- oder TCT-Befund eine Raumforderung von höchstens 2cm Durchmesser beschrieben ist,sollte in jedem Fall ein ECT angefertigt werden,da das Szintigramm mit großer Wahrscheinlichkeit negativ ausfällt.

In Verbindung mit einem Array-Processor besteht die Möglichkeit,die Rekonstruktionszeit für eine Leber-Milz-Studie auf wenige Minuten zu begrenzen.Die Emissionscomputertomographie könnte dann die konventionelle Szintigraphie als Routineuntersuchung ersetzen.Die weitere Entwicklung insbesondere von genaueren Schwächungskorrekturprogrammen wird zeigen,ob die Aussagekraft des ECT noch gesteigert werden kann.

4. Zusammenfassung

Es wurden zunächst Phantomuntersuchungen durchgeführt, um einen Vergleich zwischen ECT und Szintigramm anzustellen. Bei der Bestimmung des räumlichen Auflösungsvermögens zeigte sich, daß die fast lineare Abhängigkeit der Auflösung vom Kamera-Objekt-Abstand, wie sie bei der konventionellen Szintigraphie besteht, im ECT nahezu aufgehoben ist. Auch bei der Darstellung kalter Herde in einem heißen Streumedium zeigte sich eine Verbesserung durch das ECT. Es konnten Herde bis zu 1,ocm Größe dargestellt werden, während im Analogbild die Darstellungsgrenze bei 2,ocm (zentral im Streumedium) lag.
Weiterhin zeigte sich, daß bei Untersuchungen in großen Streukörpern eine Schwächungskorrektur erforderlich ist. Bei Homogenitätsprüfungen und Versuchen mit einem Leber-Milz-Phantom erwies sich das PR-Programm des Utrechter Rekonstruktionsprogramms als das geeignetste zur Durchführung der Schwächungskorrektur.
Im zweiten Teil der Arbeit wurdenin einer klinischen Studie ECT, Szintigraphie, Sonographie und TCT verglichen. Die Studie umfaßte 69 Patienten mit V.a. Lebererkrankung (darunter 39 Patienten mit V.a. Metastasen). Als Vergleichsparameter wurden Treffsicherheit, Sensitivität und Spezifität bestimmt. Im direkten Vergleich aller vier Untersuchungsmethoden ergab sich für ECT und TCT eine Treffsicherheit von 89,7%, für Szintigraphie ein Wert von 86,2% und für die Sonographie ein Wert von 82,8%. Mit dem ECT wurde in keinem Fall ein falsch positiver Befund erhoben. ECT und Szintigraphie waren in 3 Fällen diskonkordant. Hier wurde jeweils mit dem ECT die richtige Diagnose gestellt. Im Vergleich ECT-Sonographie ergaben sich 13 dis-

konkordante Fälle.In 9 Fällen war der ECT-Befund korrekt, nur dreimal der Sonographie-Befund.In einem Fall war keine Befundverifikation möglich.
ECT und TCT waren in 6 Fällen diskonkordant.Beide Untersuchungsverfahren ergaben dabei je dreimal die richtige Diagnose.
Durch die Emissionscomputertomographie kann eine Verbesserung der nuklearmedizinischen Leber-Milz-Diagnostik erzielt werden.Das ECT stellt eine leistungsfähige Alternative zur Transmissionscomputertomographie dar.

5.Literaturverzeichnis

ALBERT,B.M.
Emissionscomputertomographie am Myokard als Routinemethode in der nuklearmedizinischen Herzdiagnostik.
Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der MedizinischenFakultät(Klinische Medizin) der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

ANGER,H.O.
Tomographic gamma ray scanner with simultaneous read-out of several planes.
UCRL-16899 Rev,April 1967

ANGER,H.O.,PRICE,D.C.,YOST,P.E.
Transverse section tomography with the scintillation camera
J.Nucl.Med. 12,76-84,(1971)

BERCHE,C.,LANGLAIS,C.,AUBRY,F.,VITAUX,J.,PARMENTIER,Cl., DI PAOLA,R.
Clinical interest of tomoscintigraphy in liver metastatic diseases and comparison with other diagnostic techniques.
Abstracts Third World Congress of Nuclear Medicine and Biology, Paris aug 29 - sept 2,1982, 2228-2231

BERNSTEIN,R.G.,FREEMAN,L.M.,BERKE,R.,JAMES,A.E.
False positive liver scans caused by disease processes in adjacent organs and structures-Part II
J.Nucl.Med. 12, 415 (1971)

BIERSACK,H.J.,KOISCHWITZ,D.,LACHNER,K.,RESKE,S.N.,
KNOPP,R.,WINKLER,C.
Single-Photon-Emissions-Computertomographie(SPECT)der
Leber mit einem Gammakamerasystem.
J.Nucl.Med. 2o, 2o5-213 (1981)

BOWLEY,A.R.,TAYLOR,C.G.,CAUSER,D.A.,BARBER,D.C.,
KEYES,W.J.,UNDRILL,P.E.,CORFIELD,J.R.,MALLARD,J.R.
A radioisotope scanner for rectilinear,arc,transverse
section and longitudinal section scanning.
Brit.J.Radiol. 46, 262-271 (1973)

BRACEWELL,R.,
Two dimensional aerial smoothing in radio astronomy.
Aust.J.Physics 9,279-314 (1956)

BRACEWELL,R.,RIDDLE,A.C.
Inversion of fan beam scans in radio astronomy.
Astrophys.J. 15o, 427-434,(1967)

BUDINGER,T.F.,DERENZO,S.E.,GULLBERG,G.T.,GREENBERG,W.L.
HEUSMAN,R.H.
Emission computer assisted tomography with single-photon
and positron annihilation photon emitters.
J.Comput.Assist.Tomog. 1, 131-145 (1977)

BUDINGER,T.F.,GULLBERG,G.T.
Three dimensional reconstruction in nuclear medicine
emission imaging.
IEEE Trans Nucl.Sci. NS 21, 2-2o (1974)

BÜHL,U.,KESSLER,U.,SCHERER,U.
Diagnostik intrahepatischer Raumforderungen
DMW 1o7, 263-264 (1982)

CASSEN,B.,GASS,H.,CRANDALL,P.,
Improved-resolution fast section scanner.
J.Nucl.Med. 9, 3o7 (1968)

CASTRO,J.M.,FERNANDEZ,D.,CASTEJON,J.,RAMOS,J.,MARIN,M.C.
SAEZ,E.,CHAMORRO,J.L.,MARANA,G.,ORTEZ BERROCAL,J.
Comparison between CT and nuclear medicine procedures
in hepatic pathology.
In: Society of Nuclear Medicine,Nuclear Medicine,158-162,
Schattauer-Verlag Stuttgart,1981

CHO,Z.N.,COHEN,M.B.,SINGH,M.,ERIKSON,L.,CHAN,J.,MAC
DONALD,W.,SPOLTER,L.
Performance and evaluation of circular ring transverse
axial positron camera(CRTAPC).
Medical Radionuclide Imaging Bd.1,IAEA Wien,269-288,1977

DENDY,P.P.,GEMMELL,H.G.
An evaluation of the contribution of single photon emis-
sion computed tomography(SPECT) to radionuclide imaging
of the liver.
Ann.Rad. 26, 72-81 (1983)

DENDY,P.P.,KEYES,W.I.,REID,A.,UNDRILL,P.E.,SMITH,F.W.,
MALLARD,J.R.,MAC DONALD,A.F.
A clinical trial of the value of a tomographic section
view to identify liver abnormalities by radionuclide
imaging,with special reference to metastatic disease.
Eur.J.Nucl.Med. 6,51-55 (1981)

EILLES,C.,REINERS,C.,BAUM,K.,GERHARDS,W.,BÖRNER,W.
Stand der Emissionscomputertomographie der Leber
Der Nuklearmediziner 5, 51-62 (1982)

ELL,P.J.,KHAN,O.
Emission computerized tomography: clinical applications.
Sem.in Nucl.Med. 11, 5o-6o (1981)

ELL,P.J.,KHAN,O.
Liver isotope section scanning-an aid in the diagnosis of liver pathology.
Society of Nuclear Medicine,Nuclear Medicine,282,
Schattauer Verlag,Stuttgart,1981

FEINE,U.,ANGER,K.,MÜLLER-SCHAUENBURG,W.,MILWARD,R.C.
Erste klinische Erfahrungen mit einem axialen Emissions-Computer-Tomographen.
Fortschr.Röntgenstr. 127, 358-365 (1977)

FEINE,U.,GNANN,H.,HUEBENER,K.H.,RÜCKER,H.C.
Vergleichende Untersuchungen zu Szintigraphie,Transmissionscomputertomographie und Ultraschalltomographie(B-Scan)von Leber und Milz.
Society of Nuclear Medicine,Nuclear Medicine,155-157,
Schattauer-Verlag,Stuttgart,1978

FEINE,U.,ZUM WINKEL,K.
Nuklearmedizin - Szintigraphische Diagnostik.
Georg Thieme Verlag,Stuttgart,2.Auflage 198o

FREEMAN,L.M.,MING,C.H.,BERNSTEIN,R.G.,Bosniak,M.A.
False positive liver scans caused by disease processes in adjacent organs and structures.
J.Nucl.Med. 1o, 334 (1969)

GENNA,S.
Analytical methods in whole-body counting.
In: Clinical Uses of Whole-Body Counting,IAEA Wien
37-63,(1966)

GENNA,S.,PANG,S.C.,BURROW,B.A.
Analysis of an arcuate gamma camera design for trans-axial reconstruction.
In: Medical Radionuclide Imaging,Bd.1,IAEA Wien
323-333 (1977)

GERHARDT,P.,GLÜCK,E.,PROUSSALIS,A.
Bildgebende Diagnostik bei Lebermetastasen.
MMW 124, 3o6-3o9 (1982)

GREER,K.L.,JASZCZAK,R.J.,COLEMAN,R.E.
An overview of a camera-based SPECT.
Med.Phys. 9, 455-463 (1982)

GROSSMAN,L.D.,WISTOW,B.W.,BRYAN,P.J.,DINN,W.U.,MC AFEE,J.G.
KIEFFER,S.A.
Radionuclide imaging,computed tomography and gray-scale ultrasonography of the liver: a comparative study.
J.Nucl.Med. 18, 327-332 (1977)

GULLBERG,G.T.
The attenuated Radon transform: theory and application in medicine and biology.
PhD thesis(Berkeley,University of California,June 1979)

HORN,J.
Indikationen und Möglichkeiten bei der chirurgischen Therapie von Lebermetastasen.
MMW 124, 312-316 (1982)

HOUNSFIELD,G.N.
Computerized transverse axial scanning(tomography) part I: description of system.
Br.J.Radiol. 46, 1o16-1o22 (1973)

HUANG,S.C.,HOFFMAN,E.J.,PHELPS,M.E.

J.Comput.Assist.Tomog. 3, 8o4 (1979)

JAHNS,E.,LANGE,D.
Physikalische Grundlagen und Technik.
In: FEINE,U.,ZUM WINKEL,K.,Nuklearmedizin-Szintigraphische Diagnostik,Georg Thieme Verlag,Stuttgart
2.Auflage 198o

JASZCZAK,R.J.,CHANG,L.,STEIN,N.A.
Whole-body single photon emission computed tomography using dual,large field of view scintillation cameras.
Phys.Med.Biol. 24, 1123 (1979)

JASZCZAK,R.J.,MURPHY,P.H.,BURDINE,J.,HUARD,D.
Radionuclide emission computed tomography of the head with ^{99m}Tc and a scintillation camera.
J.Nucl.Med. 18, 373-38o (1977)

JASZCZAK,R.J.,WHITEHEAD,F.R.,CHUN BIN LIM,COLEMAN,R.E.
Lesion detection with single photon emission computed tomography(SPECT) compared with conventional imaging.
J.Nucl.Med. 23, 97-1o2 (1982)

KEYES,W.I.
A practical approach to transverse section gamma ray imaging.
Brit.J.Radiol. 49, 62-7o (1976)

KEYES,W.I.,MILWARD,R.C.
Recent developments in transverse section(tomographic) medical gamma ray imaging.
In: HOFER,Radioaktive Isotope in Klinik und Forschung, Wien,545,(1976)

KHAN,O.,ELL,P.J.,CULLUM,I.P.,JARRITT,P.H.,HAMAD,H.M.A.
The value of emission tomography in the early detection of lymphomatous deposits in the liver.
In: Society of Nuclear Medicine,Nuclear Medicine, 278-281,Schattauer Verlag,Stuttgart,1981

KHAN,O.,ELL,P.J.,JARRITT,P.H.,CULLUM,I.P.,WILLIAMS,E.S.
Comparison between emission and transmission computed tomography of the liver.
Brit.Med.J. 283, 1212-1214 (1981)

KIRCOS,L.T.,LEONARD,P.F.,KEYES,W.I.
An optimized collimator for single-photon-computed tomography with a scintillation camera.
J.Nucl.Med. 19, 322 (1978)

KOISCHWITZ,D.,HANSEN,H.H.
Die Bedeutung der Sonographie bei Erkrankung der Leber und der Gallenwege.
Therapiewoche 32, 2962-2972 (1982)

KUHL,D.E.,EDWARDS,R.Q.
Image separation radioisotope scanning.
Radiology 8o, 653-661 (1963)

KUHL,D.E.,EDWARDS,R.Q.
Reorganization data from transverse section scan of the brain using digital processing.
Radiology 91, 975-983 (1968)

KUHL,D.E.,EDWARDS,R.Q.
The Mark III-Scanner: a compact device for multiple view and section scanning of the brain.
Radiology 96, 563-57o (197o)

KUHL,D.E.,EDWARDS,R.Q.,RICCI,A.R.,YAKOB,R.J.,MICH,T.J.
ALAVI,A.
The Mark IV-System for radionuclide computed tomography of the brain.
Radiology 121, 4o5-413 (1976)

KUHL,D.E.,HOFFMAN,E.J.,PHELPS,M.E.,RICCI,A.
Design and application of Mark IV-Scanning System for radionuclide computed tomography of the brain.
In: Medical Radionuclide Imaging Bd.1, 3o9-318
IAEA Wien,1977

LINHART,P.
Probleme bei der Interpretation sonographischer Befunde.
Therapiewoche 32, 2941-2944 (1982)

LOCHER,J.T.,SEYBOLD,K.,REIN,U.,REHMANN,B.
Aussage und Indikation zur Emissionscomputertomographie abdominaler Organe.
In: Society of Nuclear Medicine,Nuclear Medicine,68-7o
Schattauer Verlag,Stuttgart,1981

MUEHLLEHNER,G.,ATKINS,F.,HARPER,P.V.
Positron camera with longitudinal and transverse tomographic capabilities.
In: Medical Radionuclide Imaging Bd.1,291
IAEA Wien,1977

MUEHLLEHNER,G.,WETZEL,R.A.
Section imaging by computer calculations.
J.Nucl.Med. 12, 76-84 (1971)

OLDENDORF,W.H.
Isolated flying spot detection of radiodensity discontinuities-displaying the internal structural pattern of a complex object.
IRE Transactions on Bio-medical Electronics BME 8, 68-72 (1961)

PLAGA,U.,MARKWARDT,J.,NAUBER,G.
Rechnergesteuerte Reduzierung von Atembewegungsunschärfen bei der Leberszintigraphie.
Radiobiol.-Radiother., 459-464 (1979)

PLAPPERT,B.
Die Indikationen und Aussagekraft der Emissionscomputertomographie des Skelettsystems im Vergleich zur Szintigraphie und den radiologischen Untersuchungsverfahren.
Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der Medizinischen Fakultät(klinische Medizin)der Eberhard-Karls-Universität Tübingen

RADON,J.
Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten.
Ber.Verk.Sachs.Akad.Wiss. 67, 262-277 (1917)

RAMACHANDRAN,G.N.,LAKSCHMINARAYANAN,A.V.
Three dimensional reconstruction from radiographs and electron micrographs: application of convolution instead of Fourier transforms.
Proc.Nat.Acad.Sci.USA 68, 2236-224o (1971)

SCHERER,U.,BÜLL,U.,ROTHE,R.,EISENBURG,J.,SCHILDBERG,F.W.
MEISTER,P.,LISSNER,J.
Computerized tomography and nuclear imaging of the liver.
Eur.J.Nucl.Med. 3, 71 -8o (1978)

SCHEUERLEIN,H.
Single-Photon-Emissionscomputertomographie.
Röntgenstrahlen 48, 24-27 (1982)

SHEPP,L.A.,LOGAN,B.F.
Reconstructing interior head tissue from x-ray transmissions.
IEEE Trans Nucl Sci NS 21, 228-236 (1974)

STRAUSS,L.,BOSTEL,F.,RAPTOU,E.,KAICK VAN,G.,GEORGI,P.
Wertigkeit der Single-Photon-Emissionscomputertomographie(ECT) bei intrahepatischen Raumforderungen: Ergebnisse einer vergleichenden Studie mit der Transmissionscomputertomographie.
In: Society of Nuclear Medicine,Nuclear Medicine, 275-277,Schattauer Verlag,Stuttgart,1981

TER-POGOSSIAN,M.M.
A positron-emission transaxial tomograph for nuclear imaging(PETT).
Radiology 114, 89 (1975)

YAMAMATO,K.,MUKAI,T.,DODO,Y.,FUJITA,T.,TAMAKI,N.
ISHII,Y.,TORIZUKA,K.
Clinical usefulness of emission computed tomography for liver scintigraphy.
Abstracts Third World Congress of Nuclear Medicine and Biology,Paris aug 29-sept 2,1982,2866-2869

Ganz besonderen Dank schulde ich

Herrn Prof. Dr. U. Feine

für die Überlassung des Themas und für die Förderung dieser Arbeit.

Danken möchte ich auch Herrn Priv.-Doz. Dr. Dr. W. Müller-Schauenburg für seine stete Bemühung um den Fortgang dieser Arbeit.

Mein Dank gilt auch insbesondere Herrn Meinke für die Einführung in den Umgang mit dem Emissionscomputertomographen undfür seine wertvollen Anregungen.

Nicht zuletzt danke ich Herrn Prof. Dr. W. Frommhold für die freundliche Überlassung von transmissionscomputertomographischem Bildmaterial.

Lebenslauf

Am 27.5.1960 wurde ich, Wolfgang Ludger Vogt als Sohn des Arztes Dr. med. Franz Vogt und der Ärztin Dr. med. Anita Vogt, geb. Niewöhner in Sigmaringen geboren.

Von 1966 bis 1970 besuchte ich die Grundschule in Pfullendorf und von 1970 bis 1979 ebendort das naturwissenschaftliche Gymnasium, wo ich am 11. Juni 1979 das Abitur ablegte. Vom WS 79/80 bis zum WS 85/86 studierte ich Humanmedizin an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen. Am 25. August 1981 bestand ich die Ärztliche Vorprüfung, am 26. August 1982 den Ersten Abschnitt und am 22. März 1985 den Zweiten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung. Im SS 85 und WS 85/86 leistete ich das Praktische Jahr im Städtischen Krankenhaus Friedrichshafen in den Fächern Pädiatrie, Innere Medizin und Chirurgie ab. Das Studium schloß ich ab mit der Schriftlichen Prüfung des Dritten Abschnitts der Ärztlichen Prüfung am 23. April 1986 in Tübingen und der mündlichen Prüfung am 28. April 1986 in Friedrichshafen.
Die vorliegende Dissertationsarbeit wurde in den Jahren von 1982 bis 1984 in der Abteilung für Nuklearmedizin des Medizinischen Strahleninstituts der Universität Tübingen bei Prof. Dr. med. U. Feine angefertigt.